

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

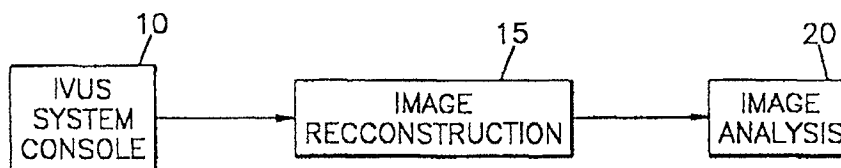
(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
11 January 2001 (11.01.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/01864 A1

- (51) International Patent Classification⁷: A61B 8/00, (US). VINCE, David, Geoffrey; 2616 Edgerton Road, University Heights, OH 44118 (US). SHEKHAR, Raj; Apartment 497, 6811 Mayfield Road, Mayfield Heights, OH 44124 (US).
A61K 35/00, G06K 9/00
- (21) International Application Number: PCT/US00/17241
- (22) International Filing Date: 22 June 2000 (22.06.2000) (74) Agent: KRAGULJAC, Petar; Calfee, Halter & Griswold LLP, 1400 McDonald Investment Center, 800 Superior Avenue, Cleveland, OH 44114 (US).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (81) Designated States (national): AU, CA, JP.
- (30) Priority Data: 09/347,209 2 July 1999 (02.07.1999) US (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
- (71) Applicant: THE CLEVELAND CLINIC FOUNDATION [US/US]; 9500 Euclid Avenue, Cleveland, OH 44195 (US). Published: — With international search report.
- (72) Inventors: KLINGENSMITH, Jon, D.; Apartment 107, 16211 Van Aken Boulevard, Shaker Heights, OH 44120
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

(54) Title: INTRAVASCULAR ULTRASONIC ANALYSIS USING ACTIVE CONTOUR METHOD AND SYSTEM



(57) Abstract: An intravascular ultrasound (IVUS) analysis system (10) and method is provided which determines luminal and mediCal-adventitial boundaries of a blood vessel. Ultrasonic data is acquired by a rotating transducer mounted to a tip of a catheter which is inserted into the blood vessel (30). An intravascular image is reconstructed from the ultrasound data (15). A boundary contour is generated based on the boundary points (70). Once the final luminal boundary contour is generated, the process is repeated to determine the mediCal-adventitial boundary contour. With the contour data, properties of the blood vessel are analyzed including determining the area of the lumen and percent of occlusion caused by plaque.

WO 01/01864 A1

5

INTRAVASCULAR ULTRASONIC ANALYSIS
USING ACTIVE CONTOUR METHOD AND SYSTEM

BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention relates to medical imaging arts. It finds particular
10 application to an intravascular ultrasonic image analysis method and system
which determines luminal and medial-adventitial boundaries of a vascular
object.

Ultrasonic imaging of portions of a patient's body provides a useful tool
15 in various areas of medical practice for determining the best type and course of
treatment. Imaging of the coronary vessels of a patient by ultrasonic techniques
can provide physicians with valuable information. For example, the image data
may show the extent of a stenosis in a patient, reveal progression of disease,
help determine whether procedures such as angioplasty or atherectomy are
20 indicated or whether more invasive procedures may be warranted.

In a typical ultrasound imaging system, an ultrasonic transducer is
attached to the end of a catheter that is carefully maneuvered through a patient's
body to a point of interest such as within a blood vessel. The transducer is a
25 single-element crystal or probe which is mechanically scanned or rotated back
and forth to cover a sector over a selected angular range. Acoustic signals are
transmitted during the scanning and echoes from these acoustic signals are
received to provide data representative of the density of tissue over the sector.
As the probe is swept through the sector, many acoustic lines are processed
30 building up a sector-shaped image of the patient.

After the data is collected, images of the blood vessel are reconstructed
using well-known techniques. Since the data is acquired along a section of the
vessel, hundreds of intravascular images may be generated. A typical analysis
35 includes determining the size of the lumen and amount of plaque in the vessel.
This is performed by having a user visually analyze each image and manually
draw a boundary contour on the image at a location where the user believes is

5 the luminal boundary and medial-adventitial boundary of the vessel. This is a very time consuming process which can take days to evaluate a set of images from one patient. Furthermore, the boundary determination is made more difficult when the images are of poor quality and the boundaries are difficult to see on the image.

10

The present invention provides a new and unique intravascular ultrasonic image analysis method and system with cures the above problems and others.

15

SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with the present invention, a new and unique method for determining a boundary contour of a blood vessel is provided. An intravascular ultrasound image of the blood vessel is generated from data acquired radially within the blood vessel by an ultrasonic device. The ultrasound image is displayed to a user where the image includes a representation of a boundary of the blood vessel. The user selects control points along the boundary. The control points are interpolated to generate a boundary contour. The boundary contour is then optimized by adjusting each of the control points based on a gradient image which includes a distinguished boundary determined from the ultrasound image.

In accordance with a more limited aspect of the present invention, the distinguished boundary is determined by radially analyzing pixel values of the ultrasound image.

In accordance with a more limited aspect of the present invention, the gradient image is formed by converting the ultrasound image to a polar image where the polar image has a plurality of radial scan lines which include a plurality of pixels. An edge of the boundary is radially determined along each of the radial scan lines by applying a gradient filter to each of the plurality of

5 pixels. The gradient filter distinguishes pixels which likely form the edge of the boundary. The distinguished pixels define the distinguished boundary.

In accordance with another aspect of the present invention, a method of intravascular analysis of an intravascular image is provided. The intravascular
10 image is generated from data acquired by an ultrasonic device which radially scans a vascular object internally. The intravascular image is converted to a Cartesian format which includes a representation of a boundary of the vascular object. Boundary points are selected on the intravascular image in a vicinity of the boundary. A first boundary contour is generated based on the boundary
15 points. A second boundary contour is then generated based on radial boundary determined performed on a polar image of a intravascular image. The first boundary contour is then adjusted by an influence from the second boundary contour to obtain an optimized boundary contour.

20 In accordance with a more limited aspect of the present invention, the radial boundary determination includes applying a gradient filter in a radial direction on the polar image. The gradient filter distinguishes areas of the polar image in the vicinity of the boundary of the vascular object.

25 One advantage of the present invention includes determining luminal and medial-adventitial boundaries from an ultrasound image using image data having the same format as the IVUS data which was collected. In particular, IVUS data is collected radially by a rotating transducer or array of transducers. Thus, to obtain a more accurate boundary determination, the boundary
30 determination is influenced by radial edge detection from a polar format of an image.

Another advantage of the present invention is that the determination of luminal and medial-adventitial boundaries is accurately performed.
35 Additionally, the present system reduces the time necessary for a user to

5 determine these boundaries which may involve manually processing hundreds of images.

Another advantage of the present invention is that boundary determination can be performed in real-time, for example, in an operating room. In this manner, a surgeon can receive immediate data relating to a patient's
10 blood vessels.

Still further advantages of the present invention will become apparent to those of ordinary skill in the art upon reading and understanding the following detailed description of the preferred embodiments.

15

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The following is a brief description of each drawing used to describe the present invention, and thus, are being presented for illustrative purposes only and should not be imitative of the scope of the present invention, wherein:

20 **Figure 1** is a block diagram of an overall ultrasonic imaging system;

Figure 2 is a process diagram of acquiring and analyzing ultrasound data in accordance with the present invention;

Figure 3 is a block diagram of optimizing a boundary contour based on a radially determined boundary in accordance with the present invention;

25 **Figure 4** is an intravascular ultrasound image showing selected boundary points in the vicinity of the luminal boundary;

Figure 5 shows an initial boundary contour generated from the boundary points of **Figure 4**;

Figure 6A is the intravascular image in Cartesian format;

30 **Figure 6B** is the image in **Figure 6A** in polar format;

5 **Figure 7A** illustrates the image of **Figure 6B** as a gradient image after filtering;

Figure 7B is the gradient image of **Figure 7A** scan converted into Cartesian format;

Figure 8 is an illustration of moving contour vertices in a neighborhood
10 of pixels in accordance with the present invention;

Figure 9 shows the intravascular image of **Figure 5** with a final boundary contour in accordance with the present invention;

Figure 10 is a representation of a blood vessel showing its luminal size and plaque thickness;

15 **Figure 11** shows a sequence of image frames where control points are selected on a starting and ending frame;

Figure 12 shows the sequence of images frames including an initial luminal boundary contour for each frame;

Figure 13 shows the sequence of images frames including an optimized
20 luminal boundary contour for each frame;

Figure 14 shows a three-dimensional surface contour of a lumen as determined from optimized luminal boundary contour data in accordance with the present invention; and

Figure 15 shows a luminal and medial-advential contours for an image
25 frame.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

 With reference to **Figure 1**, an overall intravascular ultrasound (IVUS) system is shown. An IVUS system console 10 collects ultrasonic data from a transducer (not shown). The transducer is attached to the end of a catheter that
30 is carefully maneuvered through a patient's body to a point of interest. In the

5 present system, the catheter is maneuvered through the interior of vascular organs in order to obtain intravascular ultrasound data of the surrounding vascular tissue. The IVUS system console 10 is, for example, a C-VIS Clearview Imaging System and the transducer is a single element mechanically rotated ultrasonic device having at least a frequency of 20 MHz. The ultrasonic
10 device may also be an array of transducers circumferentially positioned to cover 360° where each transducer radially acquires data from a fixed position.

An exemplary process for collecting ultrasound data is as follows. Once the transducer reaches a desired point within the vascular object, the transducer is pulsed and then acquires echoes for about 7 micro seconds. It is rotated 1.5
15 degrees and pulsed again. This is repeated for 240 scan lines around 360 degrees. The number of samples acquired in each scan line controls the depth of the echoes recorded by the transducer and ultimately the resolution of the image. An image reconstruction processor 15 reconstructs an image from the raw ultrasound data. The reconstruction is performed using any image
20 reconstruction routine known to those of ordinary skill in the art. The present application is not directed to image reconstruction and, thus, will not be discussed in detail. An exemplary reconstructed ultrasound image is shown in Figure 6A which shows a cross-sectional view of a blood vessel.

The ultrasound data is collected radially by the rotating transducer. The
25 rotational position of the transducer at each point in time a scan line is acquired is used to create the image. Thus, the data is in polar format where each data has an angle θ and a radius R associated with it. Polar images are, however, difficult for a user to visually interpret so the polar data is converted to x and y Cartesian image coordinates. This process is called scan conversion.
30 Equations (1) and (2) show the common polar to Cartesian coordinate transformation.

$$X = R \cdot \cos(\theta) \quad (1)$$

$$Y = R \cdot \sin(\theta) \quad (2)$$

5 Scan conversion is well known in the art and is performed by looping through the polar image, calculating the corresponding Cartesian location from R and θ using bi-linear interpolation of neighboring pixels, and assigning the pixel value at the polar location to the Cartesian location. Once the image data is generated, an image analysis routine 20 analyzes the image data which is
10 described in detail below.

 With reference to **Figure 2**, a block diagram of the IVUS image analysis process is shown. As explained above, ultrasound data is acquired 30 by the IVUS system console 10 where the data is acquired radially within a vascular object by an ultrasonic device. An intravascular image is generated 40 from
15 the ultrasound data using any known image reconstruction process. A typical scan may generate hundreds of images along a section of the vascular object. The image data is originally in polar coordinates since the data is acquired radially and is then converted to a Cartesian format. A cross-sectional view of an intravascular image in Cartesian format is shown in **Figure 6A**.

20 Once the images are generated, a user may select one or more images for analysis and evaluation. In the preferred embodiment, an intravascular image is analyzed to determine a luminal boundary and a medial adventitial boundary of the vascular object which is imaged. With further reference to **Figure 2** and **Figure 4**, an intravascular image 100 is selected and displayed 50 to the user.
25 It is presumed that the user/operator is experienced in reading ultrasonic images and visually determining an approximate location of the luminal boundary and medial-adventitial boundary. The user selects 60 a set of boundary control points 105 at locations on the image where the user believes are the edges of a boundary, in this case, a luminal boundary.

30 With reference to **Figure 5**, an initial boundary contour 110 is generated 70 based on the selected control points 105. The initial contour 110 connects the control points resulting in an approximate location of the boundary edge. Additional control points may be automatically generated by the system between the user selected control points 105 to generated a better approximation

5 of a boundary edge. The initial boundary 110 can be obtained by interpolating between the control points 105.

With further reference 2, after the initial boundary contour 110 is generated, an active contour adjustment 80 is performed to obtain an optimized boundary contour which is close to or on the actual boundary edge of interest.

10 In general, the active contour adjustment 80 takes the initial contour 110, which is a roughly defined contour close to the edge of interest, and moves it around within the image data under an influence of several forces, external and/or internal, until it finds the edge of interest. The external forces are derived from image data properties such that the initial contour 110 is adjusted towards the

15 nearest edge in the image data. The internal forces are defined such that they are proportional to the curvature of the initial contour 110, and restricts contour adjustment such that the contour maintains first and second order continuity. In the preferred embodiment, the active contour adjustment 80 is based on minimizing an energy functional of Equation (3):

$$20 \quad E = \int (\alpha(s) \cdot E_{cont} + \beta(s) \cdot E_{curv,T} + \beta_L(S) \cdot E_{curv,L} + \gamma(s) \cdot E_{image}) ds \quad (3)$$

The first term E_{cont} controls the first order of continuity and the second term E_{curv} controls second order continuity. The last term E_{image} is based on an image quantity determined from the image data. In the preferred embodiment,

25 the image quantity is edge strength based on pixel values in the image. Of course, other terms which control external constraints can be included in the functional to obtain a desired result. The parameters α , β , and γ are weighting factors which control the relative input between the terms. The value of a weighing factor can be increased to increase its influence on the functional.

30 For example, by increasing the value of γ , and decreasing the values of α , and β , the contour adjustment can be made to be entirely influenced by the E_{image} term.

Each control point 105 corresponds to a vertex on the initial contour 110 which resides at a pixel location on the intravascular image 100. To improve

5 the contour, neighborhood locations of each vertex (control point) are searched and a location in the neighborhood giving the smallest value for the functional is chosen as the new location for the vertex (control point). This process is repeated through all control points until the number of points moved is less than a specified threshold or a user defined maximum number of iterations is
10 reached.

Looking to the functional, the first term E_{cont} is formed by taking an average distance between all contour vertices and subtracting the distance between the current vertex and the previous vertex location as shown by the following Equation:

$$15 \quad E_{cont} = d - |v_i - v_{i-1}| \quad (4)$$

In the above Equation, the v_i denotes the i^{th} vertex and d is the average distance between all the control points 105. This expression eliminates the possibility of the contour's curve shrinking while satisfying a first order continuity by encouraging even spacing between control points. Points having a
20 distance between them which is near the average distance produce a small value for E_{cont} . A goal of the functional is finding minimum values. The average distance d between the points is then recalculated on every iteration.

The second term E_{curv} encourages second order of continuity and is a curvature term. An estimate of the curvature is shown in the following
25 Equation:

$$E_{curv} = |v_{i-1} - 2v_i + v_{i+1}|^2 \quad (5)$$

Small values of E_{curv} in this expression encourage the reduction of curvature which helps the contour 110 maintain its shape and prevents formation of corners. If corners, or other shape features are desired in the final
30 result, the weighing factor β can be adjusted accordingly to raise or lower the influence of curvature in the functional minimization.

5 External forces acting on the contour 110 are represented in the third term E_{image} of the functional. The definition of the third term controls what image features or properties the contour 110 is attracted to. In the preferred embodiment, E_{image} is based on gradient values in the image. As explained previously, the ultrasound data is acquired radially by a transducer and, thus, the data is polar in nature. Therefore, to obtain more accurate gradient values of the image to influence the adjustment of the boundary contour 110, the gradient values are determined from a polar image of the intravascular image 100.

With reference to **Figures 6A-B** and **7A-B**, formation of a gradient image which is used to optimize the boundary contour is shown. The original intravascular image 100 selected by the user is shown in **Figure 6A**. The initial boundary contour 110 is generated from this image shown in **Figures 4 and 5**.

With reference to **Figure 3**, a process for generating the gradient image and optimizing the boundary contour 110 is illustrated. The intravascular image 100 is shown in Cartesian format in **Figure 6A** and is converted 300 to a polar image 600 as shown in **Figure 6B**. As explained above, the image features which will influence the adjustment of the boundary contour 110 are the gradient values of the polar image 600. The polar image 600 includes a plurality of radial scan lines (not shown) which are defined horizontally across **Figure 6B** as is known in the art. Each scan line contains a plurality of pixel values where each pixel value represents a number, for example between 0 and 255 for an 8-bit system, where 0 represents black and 255 represents white. Once the polar image is generated, the boundaries of the vascular object are determined 305 radially along each scan line. In the preferred embodiment, the boundary determination is performed by applying a one-dimensional gradient filter across each scan line where the filter is: [-6, -4, -2, 0, 2, 4, 6]. The filter is applied to the pixels of each scan line in a radial direction and filtered gradient pixel values are found by:

$$\text{Pixel Value D} = (-6A) + (-4B) + (-2C) + (0D) + (2E) + (4F) + (6G)$$

(6).

5 Where the alphabetical letters A-G represent a gray value for a pixel. The current pixel is D and its new gradient value is determined based on the values of three previous pixels A, B and C and three subsequent values E, F and G in the radial direction along the current scan line. Of course, there are many gradient filters known in the art which can be used to radially determine edges in an image. By applying the gradient filter, the pixel values of the image near an edge become a distinguished gradient value from other values in the image.

With reference to **Figure 7A**, a gradient image is shown which is a result of applying the gradient filter to the polar image 600 of **Figure 6B**. Area 700 represents the catheter which was inserted into the blood vessel and 705 is the edge of the catheter 700. Area 710 represents the lumen of the blood vessel and boundary 715 is the luminal boundary. The medial-adventitial boundary of the blood vessel is represented by 725. Area 720, which lies between the luminal boundary 715 and the medial-adventitial boundary 725, may represent the build up of plaque in the blood vessel. The polar gradient image is then converted 310 to a Cartesian format gradient image 730 shown in **Figure 7B**. The conversion puts the gradient image 730 into the same format as the intravascular image 100 containing the initial boundary contour 110. an optimized boundary contour 315.

Gradient values of the gradient image 730 are used to calculate the E_{image} term for the minimization and contour adjustment. The boundary contour 110 is optimized 315 based on the edge boundaries found in the gradient image 730. The E_{image} term is found by:

$$E_{image} = \frac{(\min - g)}{(\max - \min)} \quad (7)$$

30 Optimizing the initial boundary contour 110 includes evaluating pixels neighboring each control point 105 to determine if the current control point is to be moved to a neighboring pixel.

5 With reference to **Figure 8**, an illustration of a neighborhood approach of moving boundary contour vertices is shown. A current boundary control point 105 is represented by vertex V_i and its two adjacent control points are represented by V_{i-1} and V_{i+1} . A pixel neighborhood 800 is illustrated with the pixel locations adjacent the V_i . The x,y location of the current control point in the intravascular image 100 is used as the location of V_i in the gradient image 730 and identifies the neighborhood pixels 800. For each vertex V and its neighborhood 800, the E_{image} term is calculated by determining the minimum and maximum gradient values in the neighborhood 800 which are the min and max terms of the equation. The gradient value at the vertex V_i location is represented by g . The location in the neighborhood 800 which produces the minimum E_{image} value, such as a negative value, means that it is a large gradient value. Large gradient values are typically those which are on or near the boundary edge. Thus, the contour will be attracted to edges with strong energy. For example, after the calculation, vertex V_i might be moved to pixel location 805. With equation (1), the energy E is calculated for each position in the neighborhood 800 and the current vertex V_i is moved to the position giving the minimum value. In this manner, the vertices of the boundary contour 110 move within the image data. The influential factor for adjusting the boundary contour 110 (shown in **Figure 5**) is the boundary contour 715 shown in **Figure 7B** which is a radially determined edge of the luminal boundary. A final optimized contour is obtained when the iteration process is complete.

 With reference to **Figure 9**, a final luminal boundary contour 900 is overlaid on the original image 100 for the user to visualize. The final contour 900 is the result of optimizing the initial boundary contour 110. The process is then repeated to determine the medial-adventitial boundary of the blood vessel. In this process, the user selects a set of boundary points in the vicinity of the medial-adventitial boundary. A contour is generated and optimized as described. However, the distinguished boundary contour 725 shown in **Figure 7B** (the outer circular boundary) is used to influence the active contour adjustment 80 rather than luminal boundary 715. As explained above, boundary

5 **725** is a distinguished contour that is radially determined from the polar image **600** using a gradient filter.

With reference to **Figure 10**, a cross-sectional view representing a blood vessel illustrates an exemplary final luminal boundary **900** and a final medial-adventitial boundary **910**. After these boundaries are determined with the
10 present system, an analysis **90** of the blood vessel is performed. Such analysis includes determining the size of the lumen **920** and determining the thickness of plaque **925** shown between the luminal boundary **900** and the medial-adventitial boundary **910**. Additionally, lumen/medial-adventitial boundary metrics are determined including cross-sectional area, centroid, maximum diameter,
15 minimum diameter, and eccentricity. Furthermore, plaque metrics of the vessel are determined including cross-sectional area, maximum thickness, minimum thickness, eccentricity, and percent occlusion.

The present invention provides the ability to diagnose a blood vessel in real-time. For example, IVUS image data can be collected from a patient and
20 images reconstructed. A user, who is in the operating room, can perform the present boundary determination for a selected section of images. A physician can receive, in real-time, an analysis of the vessel which returns the size of the lumen, percent occlusion, and other information about the vessel. Based on the analysis, the physician can immediately determine the size of a necessary stent
25 or balloon, evaluate the progression of disease, or identify changes in vessel size which may require medical attention.

With reference to **Figure 11**, the present invention generates a three-dimensional surface contour from a set of intravascular ultrasound images. Six sequential image slices or frames **0-5** are shown. It is to be understood that
30 these six exemplary frames are part of a large set of frames which may include hundreds of images obtained during an ultrasonic scan. To determine a three-dimensional surface contour of the lumen of the vessel, the user selects a starting frame and an ending frame from a series of sequential image frames in order to generate an initial contour model. In this case, frame **0** is selected as

5 the starting frame and frame 5 as the ending frame. Starting and ending frames are selected based on the visual similarity of the luminal boundary in the sequence of frames. In other words, the starting frame, ending frame and intermediate frames 1-4 therebetween each have a similar luminal contour. A frame which shows a substantially different luminal contour would not be
 10 included within a selected starting and ending frame group.

With further reference to **Figure 11**, the user selects a set of starting control points 1000 in the vicinity of the luminal boundary in the starting frame 0. The points are selected at locations where the user believes is the boundary. A set of end control points 1005 are similarly selected on the ending frame 5.
 15 The control points are then interpolated to generate a starting initial contour 1010 and an ending initial contour 1015 as shown in **Figure 12**. Based on the starting and ending initial contours, a contour is automatically generated for each intermediate frame 1-4 designated as contours 1011-1014, respectively. For example, the intermediate contours can be generated by interpolating
 20 between the initial contours of the starting frame 0 and ending frame 5. Once initial luminal boundary contours are determined, they define three-dimensional surface data for the lumen within the segment of the vessel corresponding to the frames 0-5.

With reference to **Figure 13**, the initial contours 1010-1015 shown in
 25 **Figure 12** are optimized according to the active contour method described above. The energy equation E, however, includes an additional E_{curv} term as follows:

$$E = \int (\alpha(s) \cdot E_{\text{cont}} + \beta_T(s) \cdot E_{\text{curv},T} + \beta_L(s) \cdot E_{\text{curv},L} + \gamma(s) \cdot E_{\text{image}}) ds \quad (8)$$

Since the boundary contours are in three-dimensions, the curvature term
 30 now includes $E_{\text{curv},T}$ which is a transverse curvature constraint and $E_{\text{curv},L}$ which is a longitudinal curvature constraint. These terms limit the movement of points such that longitudinal continuity is maintained and kinks in the contour are prevented. The calculation of the term is similar, as explained above, except

5 that the control vertices V are different. In the three-dimensional model, V_i is a vertex from the current image frame, V_{i-1} is the vertex from the previous frame and V_{i+1} is the vertex from the next frame. Thus, bi-directional image data from adjacent frames is used to optimize the boundary contours.

The contour adjustment is performed iteratively, as described above,
10 where the energy equation is calculated for each boundary control point on the initial contour 1010 of frame 0 one time through. The processing then moves to the next frame 1. After the ending frame 5 is optimized with the one iteration through all its control points, the process repeats with the starting frame 0 and continues to cycle through the frames until a user selected threshold condition is
15 satisfied for the energy equation or, a user selected number of iterations are performed. As explained previously, the object of the energy equation is to minimize its values by adjusting each point on the contour towards the edge of the luminal boundary. The final contours in each frame become an optimized representation of the actual boundary contour of the lumen. Final optimized
20 boundary contours 1020-1025 are shown in **Figure 13** as contours 1020-1025 in frames 0-5, respectively.

With reference to **Figure 14**, a three-dimensional surface contour of a lumen of a blood vessel is shown as determined from a set of final optimized contours obtained from the present invention. The surface data is correlated by
25 using the boundary contour data from one frame to the next. The present invention simplifies boundary determination for the user since input from the user is only required on a starting and ending image frame. Boundaries on intermediate image frames are automatically determined. Thus, hundreds of image frames can be quickly processed by the user by selective grouping of
30 frames between starting and ending frames. Exemplary test results show that with the present invention, contours were determined for about 180 image frames in about 20 minutes. In contrast, a user typically needs about one hour to manually trace contours on ten images.

5 With reference to **Figure 15**, image frame **0** is shown including a luminal contour **1030** and a medial-adventitial contour **1035**. To determine the medial-adventitial contour, the process is repeated by selecting control points on the image at locations believed to be in the vicinity of the medial-adventitial boundary of the vessel. Of course, the processing may be performed
10 simultaneously where the user selects boundary control points for both the luminal boundary and medial-adventitial boundary on the selected starting frame and ending frame. Once the medial-adventitial boundary data is found for all frames, plaque analysis can be performed by comparing the luminal boundary contour data and the medial adventitial boundary contour data. By
15 knowing the distance between each frame, as determined by tracking the location of the transducer during image acquisition, volumetric information such as the plaque volume can be calculated.

 The invention has been described with reference to the preferred embodiment. Obviously, modifications and alterations to others upon a reading
20 and understanding of this specification. It is intended to include all such modifications and alterations insofar as they come within the scope of the appended claims are the equivalence thereof.

5 We claim:

1. A method of determining a boundary contour of a blood vessel from an intravascular ultrasound image where the ultrasound image is generated from data acquired radially within the blood vessel by an ultrasonic device, the method comprising the steps of:

10 displaying the ultrasound image, the ultrasound image being a cross-sectional view of a blood vessel and being a Cartesian image, the ultrasound image including a representation of a boundary of the blood vessel;

selecting control points along the boundary;

interpolating between the control points to generate a boundary contour;

15 and

optimizing the boundary contour by adjusting each of the control points based on a gradient image which includes a distinguished boundary, the gradient image being determined from the ultrasound image.

20 2. The method of determining a boundary contour as set forth in claim 1 further including determining the distinguished boundary by radially analyzing pixel values of the ultrasound image.

3. The method of determining a boundary contour as set forth in
25 claim 1 wherein the gradient image is formed by:

converting the ultrasound image to a polar image, the polar image having a plurality of radial scan lines which include a plurality of pixels;

30 radially determining an edge of the boundary along each of the radial scan lines by applying a gradient filter to each of the plurality of pixels, the gradient filter distinguishing pixels which likely form the edge of the boundary, the distinguished pixels defining the distinguished boundary; and

converting the polar image of the ultrasound image to a Cartesian format to obtain the gradient image in Cartesian format including the distinguished boundary.

35

5 4. The method of determining a boundary contour as set forth in claim 1 wherein the optimizing further includes adjusting each of the control points based on a point spacing constraint and a curvature constraint maintain continuity in the boundary contour.

10 5. The method of determining a boundary contour as set forth in claim 4 further including iteratively performing the optimizing step for each of the control points.

15 6. The method of determining a boundary contour as set forth in claim 1 wherein:

the displaying further includes displaying a plurality of ultrasound images being a sequential sequence of images of the blood vessel, the ultrasound image being a starting image;

20 the selecting further includes selecting control points along the boundary on an ending image from the plurality of ultrasound images such that at least one intermediate image is between the starting and ending images; and

the interpolating further includes interpolating between the control points of the starting and ending images to automatically generate a boundary contour on the at least one intermediate image.

25

7. The method of determining a boundary contour as set forth in claim 6 further including:

30 optimizing the boundary contour on the starting image, the at least one intermediate image and the ending image by adjusting each of the control points based on a gradient image which includes a distinguished boundary determined from the ultrasound image of the starting image, the at least one intermediate image and the ending image.

35 8. A method of intravascular analysis of an intravascular image, the intravascular image being generated from data acquired by an ultrasonic device

5 which radially scans a vascular object internally, the method comprising the steps of:

 converting the intravascular image to a Cartesian format, the intravascular image representing a boundary of the vascular object;
10 selecting a plurality of boundary points on the intravascular image in a vicinity of the boundary;
 generating a first boundary contour based on the plurality of boundary points;
 generating a second boundary contour based on a radial boundary
15 determination performed on a polar image of the intravascular image; and
 adjusting the first boundary contour by an influence from the second boundary contour to obtain an optimized boundary contour.

9. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8
20 wherein the generating the first boundary contour includes linearly interpolating between the plurality of boundary points.

10. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8
 wherein the generating the second boundary contour includes applying a
25 gradient filter to the polar image.

11. The method of intravascular analysis as set forth in claim 10
 wherein the radial boundary determination includes applying the gradient filter in a radial direction on the polar image, the gradient filter distinguishing areas
30 of the polar image in the vicinity of the boundary of the vascular object.

12. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8
 wherein the generating the second boundary contour includes:
 converting the intravascular image into the polar image having a
35 plurality of scan lines;

5 forming a gradient image of the polar image by radially applying a gradient filter across each of the plurality of scan lines to distinguish the boundary of the vascular object; and

 converting the gradient image to a Cartesian format, the distinguished boundary defining the second boundary contour.

10

13. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8 wherein the adjusting further includes adjusting each of the plurality of boundary points in accordance with a spacing function which restricts a location of a boundary point based on an average distance between each of the plurality
15 of boundary points.

14. The method of intravascular analysis as set forth in claim 13 wherein the adjusting further includes adjusting each of the plurality of boundary points in accordance with a curvature function which restricts a
20 location of a boundary point based on a curvature of the first boundary contour.

15. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8 wherein each of the plurality of boundary points has a location on the intravascular image and, the adjusting includes adjusting the location of each of
25 the plurality of boundary points based on a corresponding location on the second boundary contour.

16. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8 wherein the boundary is a luminal boundary of the vascular object.
30

17. The method of intravascular analysis as set forth in claim 8 wherein the boundary is a medial adventitial boundary of the vascular object.

18. A method of intravascular ultrasound image analysis where an
35 intravascular image is generated from ultrasonic data acquired radially from an ultrasonic device from within a vascular object, the improvement comprising:

5

determining a boundary of the vascular object in accordance with a user defined boundary and a polar image of the intravascular image.

19. The method as set forth in claim 18 further includes:

10 applying a gradient to the polar image, the gradient generating a distinguished edge within the polar image which represents the boundary of the vascular object; and

 adjusting the user defined boundary based on the distinguished edge within the polar image to obtain the boundary of the vascular object.

15

20. The method as set forth in claim 18 wherein the improvement further includes:

 selecting a group of ultrasonic images from the ultrasonic data acquired from a segment of the vascular object, the group of ultrasonic images being
20 defined by a starting image and an ending image which have intermediate images therebetween;

 generating a starting boundary contour on the starting image representative of the boundary of the vascular object;

 generating an ending boundary contour on the ending image
25 representative of the boundary of the vascular object; and

 generating a boundary contour on each of the intermediate images representative of the boundary of the vascular object based on the starting and ending boundary contours.

30 21. The method as set forth in claim 20 wherein the generating a starting and ending boundary contours further includes:

 selecting the boundary of the vascular object with a plurality of boundary points on both the starting image and the ending image; and

 interpolating the plurality of boundary points on the starting image to
35 obtain the starting boundary contour; and

5 interpolating the plurality of boundary points on the ending image to
obtain the ending boundary contour.

22. The method as set forth in claim 21 wherein the generating a
boundary contour on each of the intermediate images includes interpolating the
10 starting boundary contour and the ending boundary contour across the
intermediate images.

23. The method as set forth in claim 22 further including:
generating a corresponding polar image for each of the starting,
15 intermediate and ending images; and
adjusting the starting, intermediate and ending boundary contours based
on the corresponding polar image.

24. A method of determining a boundary contour of a blood vessel
20 from a series of intravascular ultrasound images which are generated from data
acquired radially within the blood vessel by an ultrasonic device, the method
comprising the steps of:

selecting a starting image and an ending image from the series of
25 intravascular ultrasound images which define a group of images having
intermediate images therebetween;

selecting boundary points on the starting and ending images which are in
a vicinity of a boundary of the blood vessel;

generating a starting contour based on the boundary points of the
30 starting image and generating an ending contour based on the boundary points
of the ending image;

generating intermediate contours for each of the intermediate images
based on the starting and ending contours; and

determining a boundary contour of the blood vessel in three dimensions
35 based on the starting, intermediate and ending contours.

5 25. The method of determining a boundary contour of a blood vessel
as set forth in claim 24 further including optimizing the starting contour, the
intermediate contours, and the ending contour by adjusting each contour based
on a polar image generated from the corresponding ultrasound image.

10 26. The method of determining a boundary contour of a blood vessel
as set forth in claim 25 further including adjusting the polar image to distinguish
pixel values around a boundary in the polar image.

1 of 8

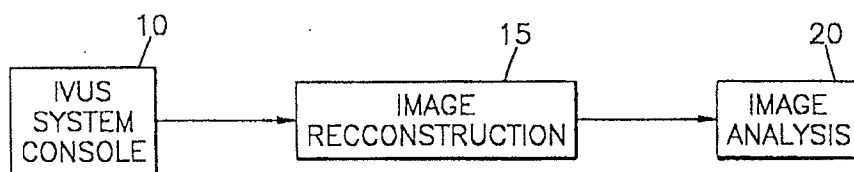


Fig.1

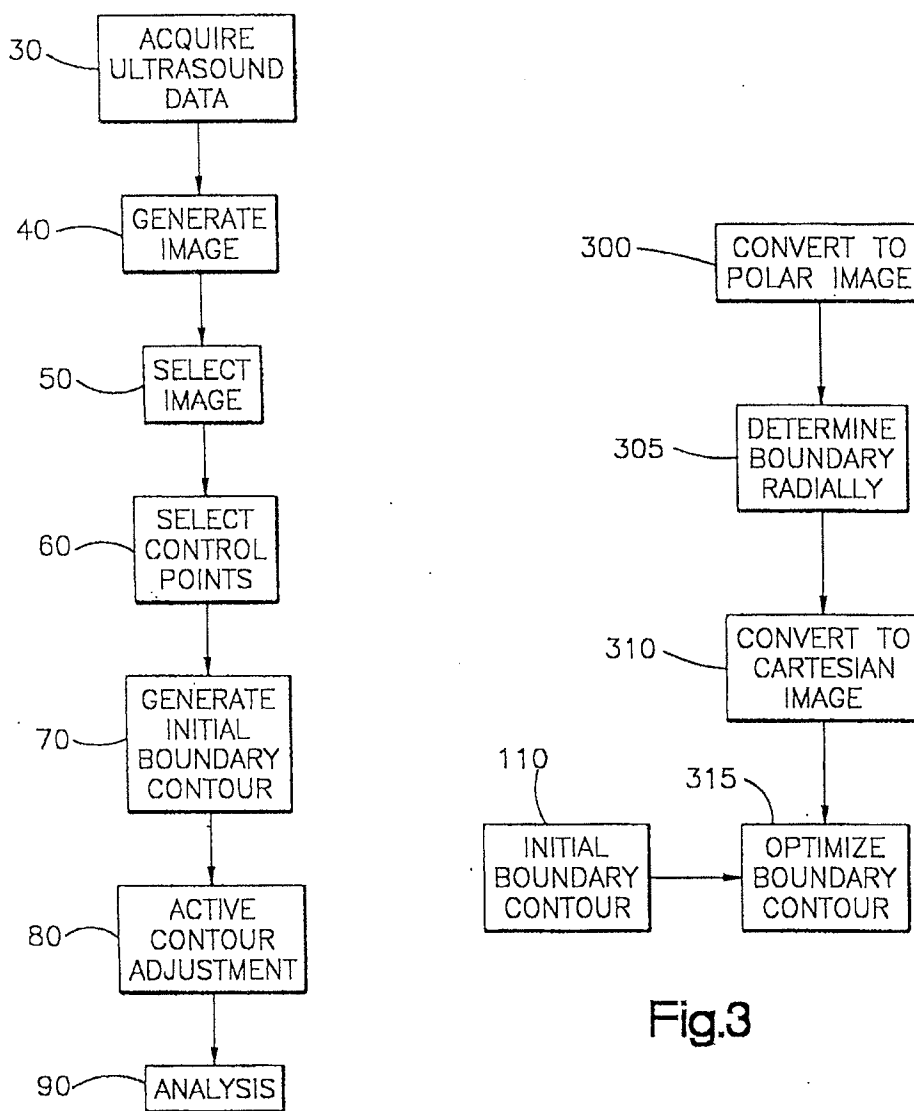


Fig.3

Fig.4

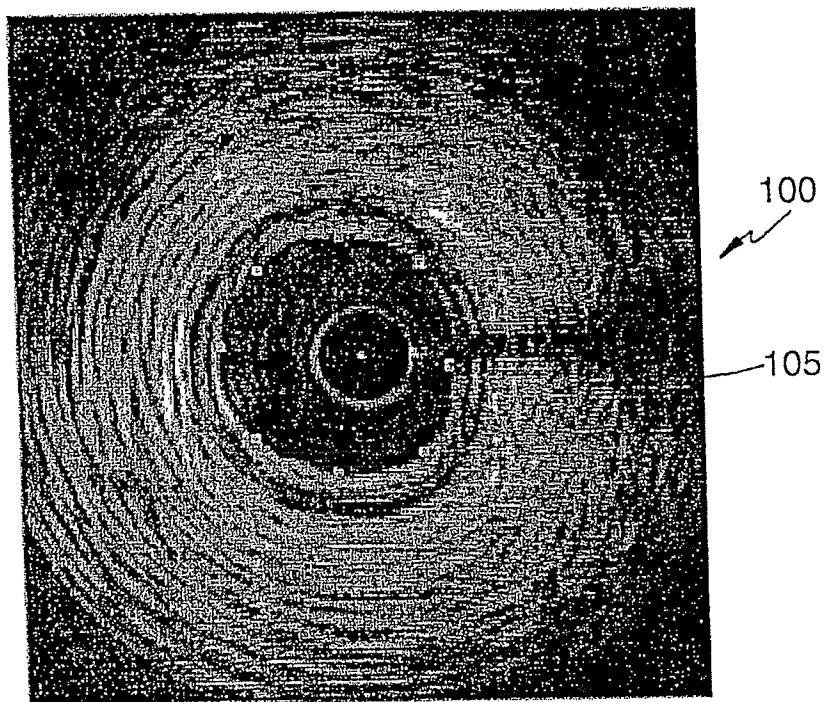
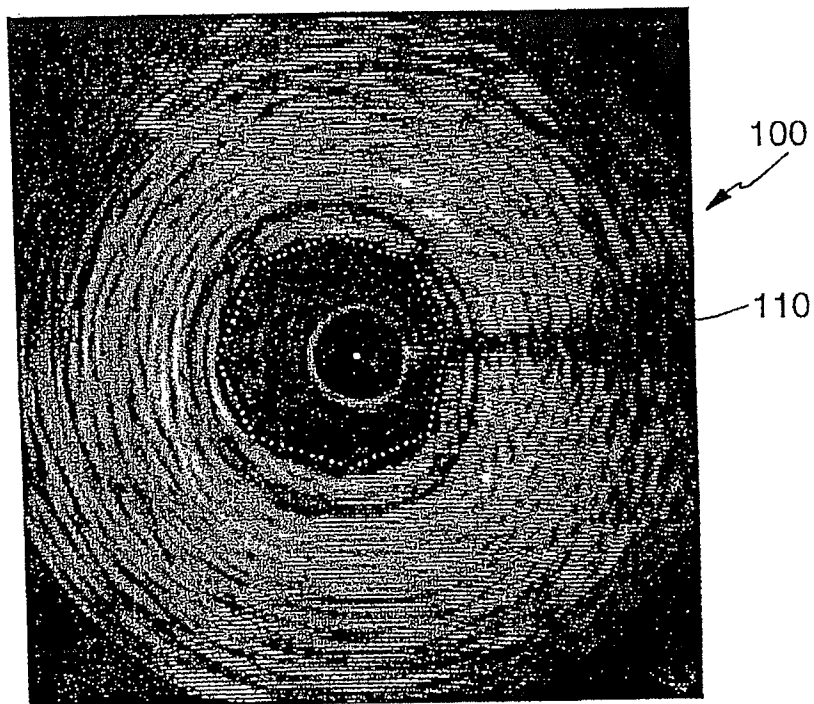


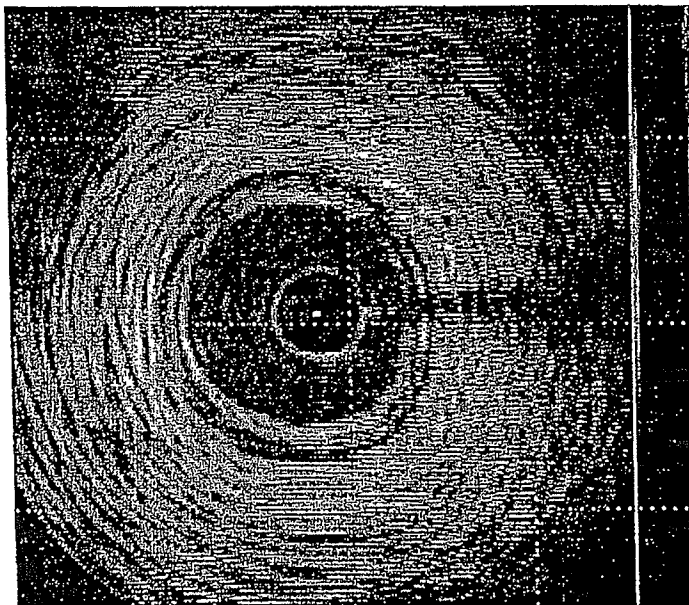
Fig.5



3 of 8

100

Fig.6A



600

Fig.6B

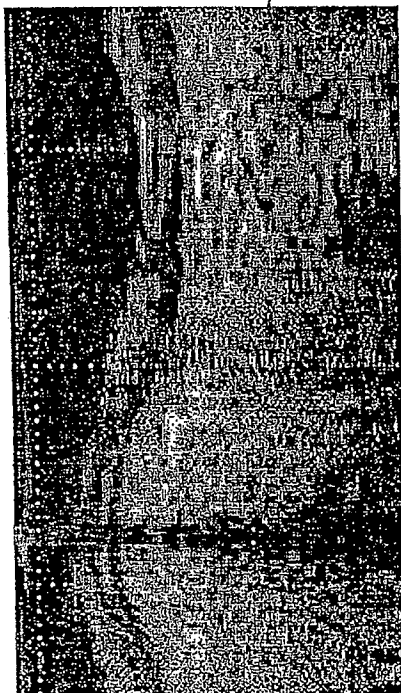


Fig.7A

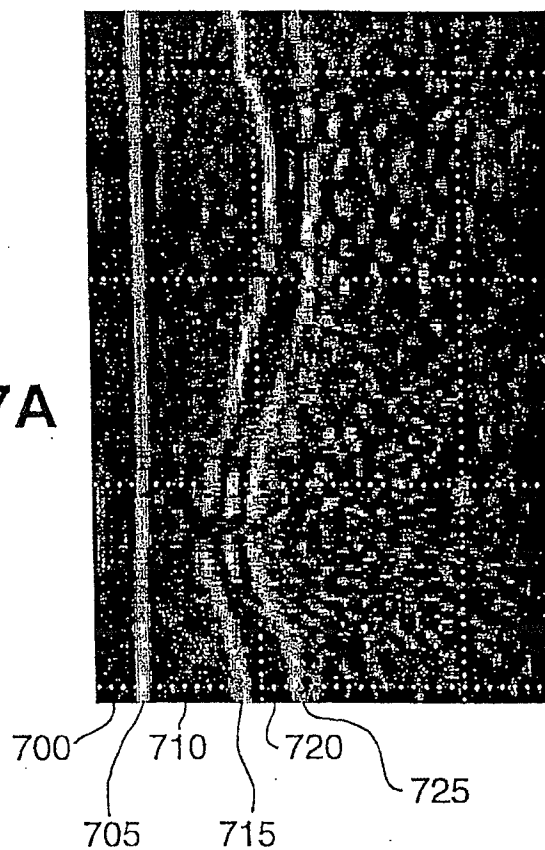
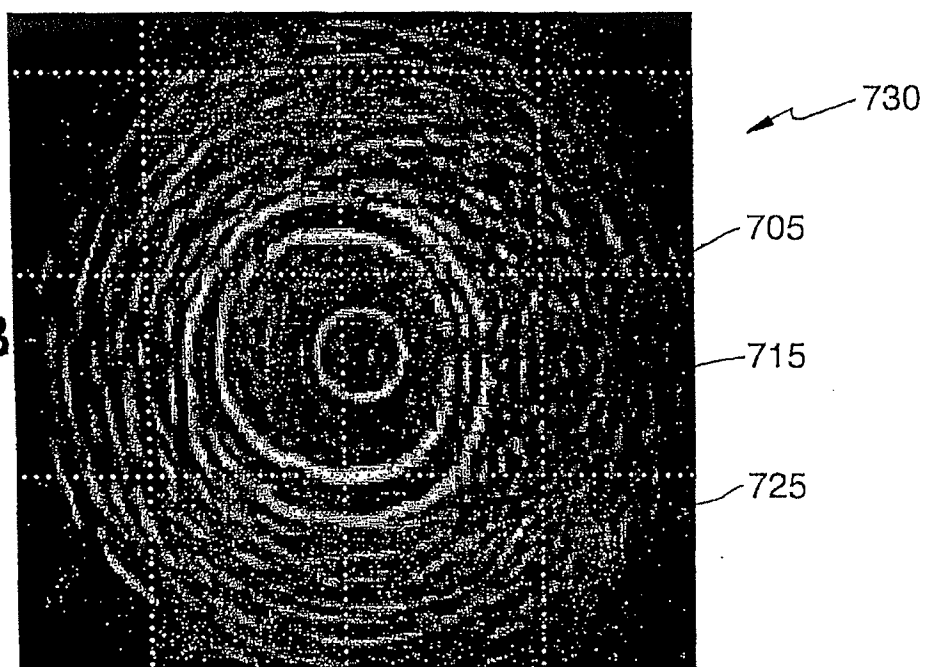


Fig.7B



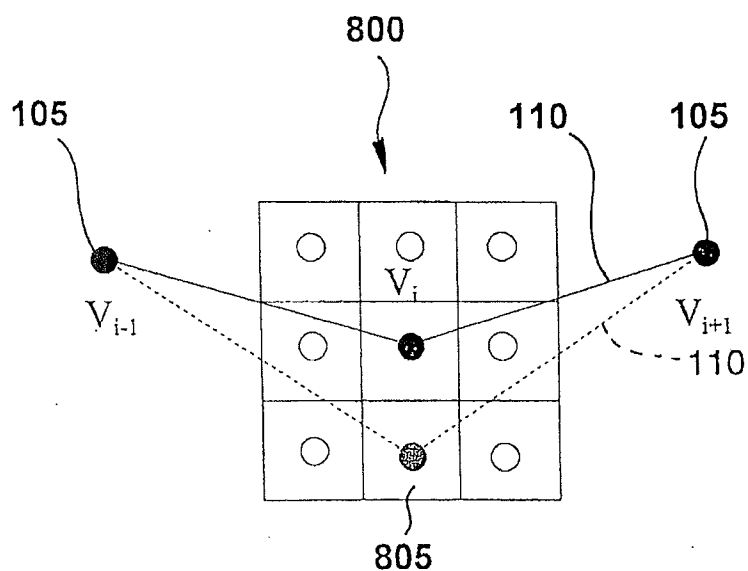
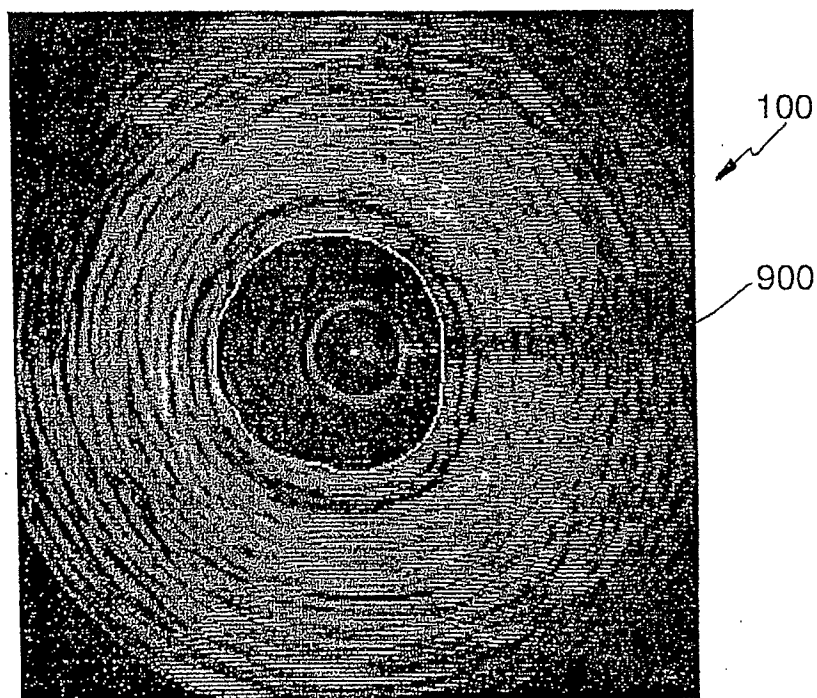


Fig.8

Fig.9



6 of 8

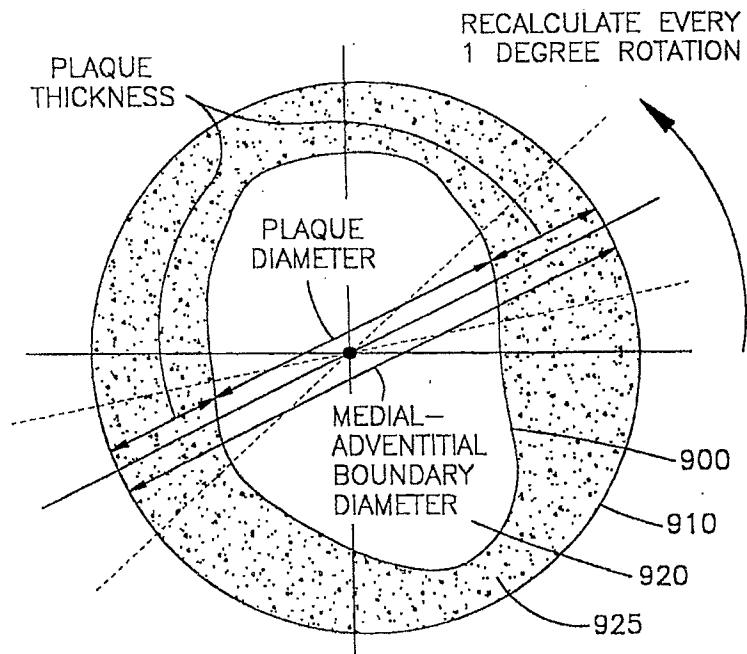


Fig.10

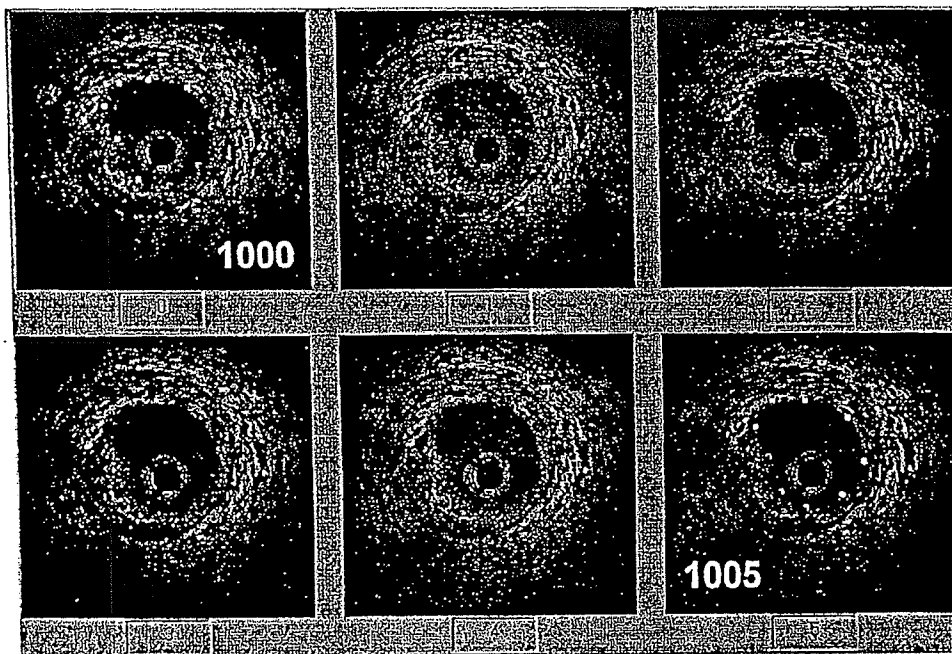


Fig.11

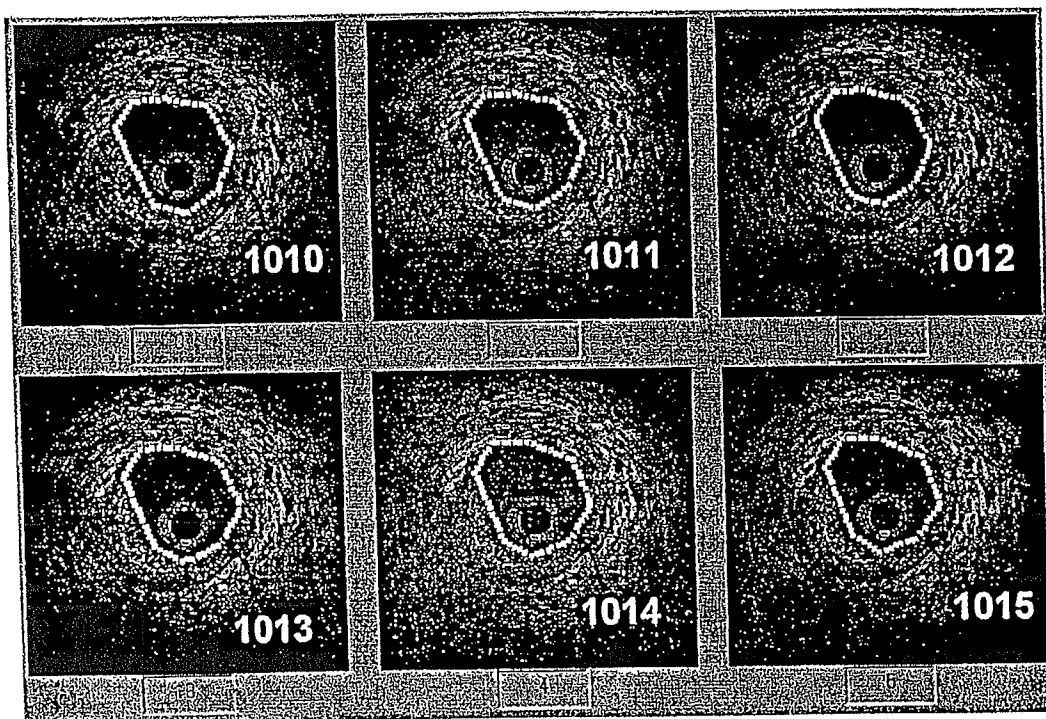


Fig.12

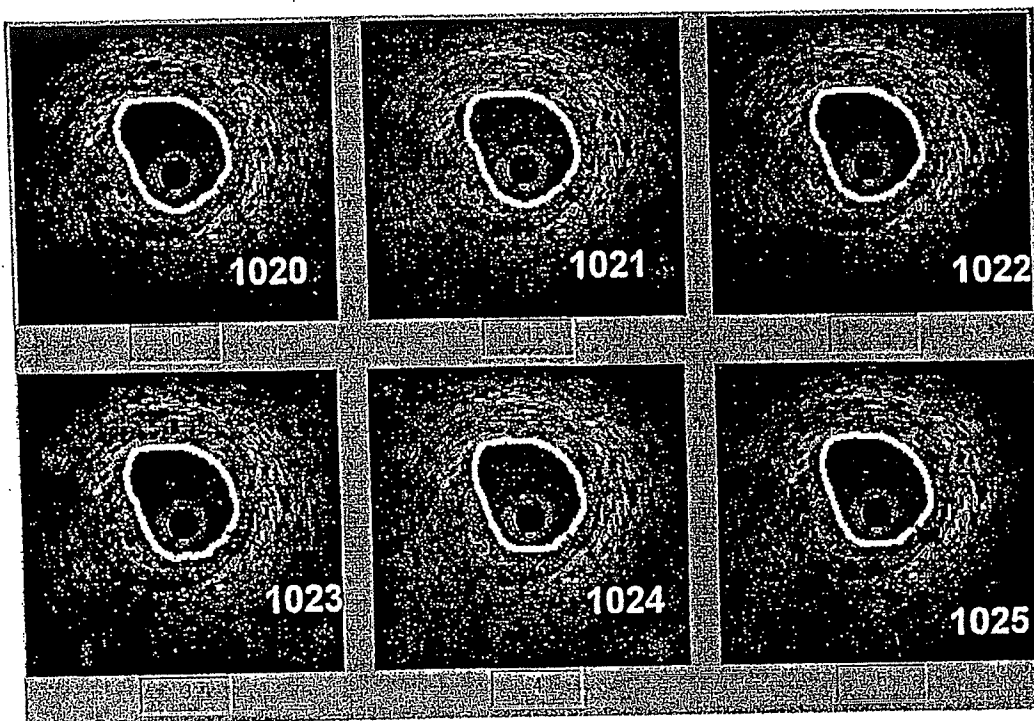


Fig.13

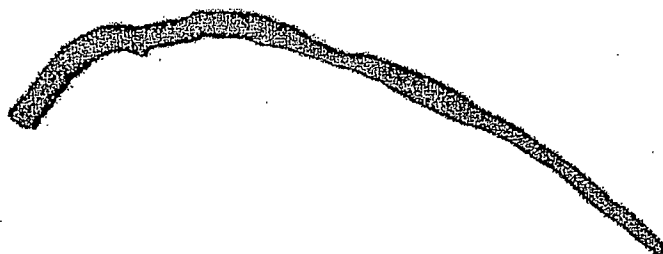


Fig.14

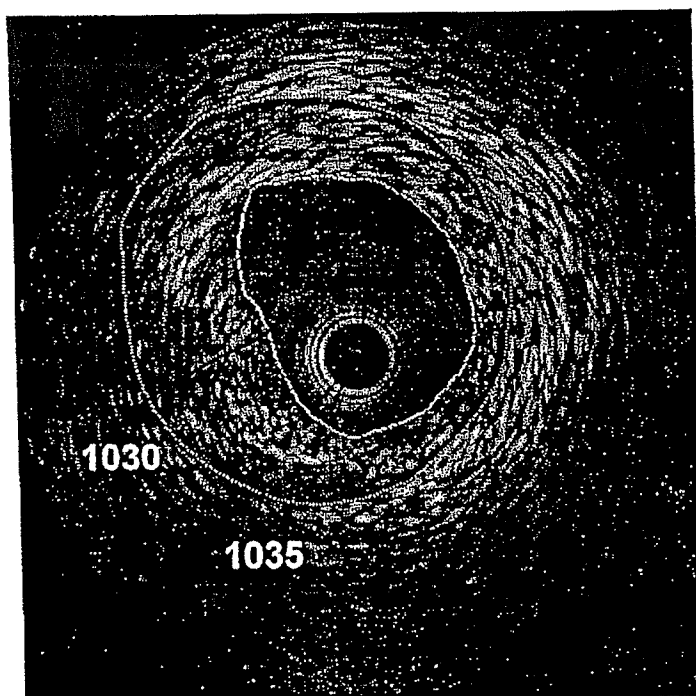


Fig.15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US00/17241

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(7) : A 61 B 8/00; A 61 K 35/00; G 06 K 9/00

US CL : 600/443; 424/101; 382/27,128; 128/672

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

U.S. : 600/443; 424/101; 382/27,128; 128/672

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,885,218 A (TEO et al) 23 March 1999, col. 13, lines 1-37,	1-16, 18-26
-----		-----
Y		17
-----		-----
Y	US 4,837,379 A (WEINBERG) 06 June 1989, col. 9, lines 52-64	17

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
E earlier document published on or after the international filing date	*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	*Z* document member of the same patent family
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search

08 SEPTEMBER 2000

Date of mailing of the international search report

12 OCT 2000

Name and mailing address of the ISA/US
Commissioner of Patents and Trademarks
Box PCT
Washington, D.C. 20231

Facsimile No. (703) 305-3230

Authorized officer

ABOLFAZL TABATABAI

Telephone No. (703) 306-5917

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2003-503141

(P2003-503141A)

(43) 公表日 平成15年1月28日 (2003.1.28)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 D 5 B 0 5 7
7/60	2 5 0	7/60	2 5 0 A 5 L 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2001-507370(P2001-507370)
 (86) (22) 出願日 平成12年6月22日(2000.6.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成14年1月4日(2002.1.4)
 (86) 国際出願番号 PCT/US 00/17241
 (87) 国際公開番号 WO 01/001864
 (87) 国際公開日 平成13年1月11日(2001.1.11)
 (31) 優先権主張番号 09/347, 209
 (32) 優先日 平成11年7月2日(1999.7.2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), AU, CA, JP

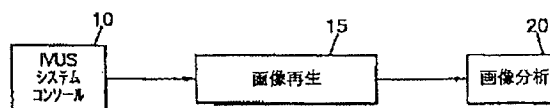
(71) 出願人 ザ・クリーブランド・クリニック・フアン
 デーション
 アメリカ合衆国オハイオ州44195クリーブ
 ランド・ユークリッドアベニュー9500
 (72) 発明者 クリンゲンズミス, ジョン・デイ
 アメリカ合衆国オハイオ州44120シエイカ
 ーハイツ・パンアケンブルバード
 16211・アパートメント107
 (72) 発明者 ビンス, デイビッド・ジョフリー
 アメリカ合衆国オハイオ州44118ユニバー
 シティハイツ・エドガートンロード2616
 (74) 代理人 弁理士 小田島 平吉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 有効な輪郭線作成法及びシステムを使用する血管内の超音波分析

(57) 【要約】

血管の内腔及び外皮の境界を決定する、血管内超音波 (IVUS) 分析システム (10) 及び方法が提供される。超音波データは、血管 (30) 中に挿入されるカテ
 テーテルの先端に固定された回転するトランスジューサー
 により獲得される。血管内画像は超音波データ (15)
 から再生される。境界の輪郭線は境界の点 (70) に基
 づいて作成される。一旦最終的内腔境界輪郭線が作成さ
 れると、外皮の境界輪郭線を決定するために工程が繰り
 返される。輪郭線データにより、内腔面積及びプラーク
 に誘起された閉塞の割合の決定を含む、血管の特性が分
 析される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波画像が、超音波装置により血管内で半径方向に獲得されたデータから作成される、血管内超音波画像からの血管の境界輪郭線を決定する方法で、当該方法は

超音波画像を表示すること、ここで超音波画像は血管の断面図であり、カルテシアン画像であり、超音波画像は血管の境界の像を含み、

境界に沿ったコントロール点を選択すること、

境界輪郭線を作成するためにコントロール点の間を内挿すること、及び

識別された境界を含むグレディエント画像に基づいてコントロール点それぞれを調整することにより境界輪郭線を最適化すること、ここでグレディエント画像は超音波画像から決定される、

の段階を含んで成ることを特徴とする方法。

【請求項2】 更に、超音波画像のピクセル値を半径方向に分析することにより識別された境界を決定することを含む、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項3】 グレディエント画像が、

超音波画像を極座標画像に変換すること、ここで極座標画像は複数のピクセルを含む複数の半径方向の走査線を有する、

複数のピクセルそれぞれにグレディエントフィルターをかけることにより半径方向の走査線それぞれに沿って境界の縁を半径方向に決定すること、ここでグレディエントフィルターは境界の縁を形成しそうなピクセルを識別し、識別されたピクセルが識別された境界を区画する、及び

超音波画像の極座標画像を直交座標フォーマットに変換して、識別された境界を含むカルテシアンフォーマットにおけるグレディエント画像を得ること、により形成される、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項4】 最適化することが更に、境界輪郭線の連続性を維持するために、点の間隔の拘束条件及び曲率の拘束条件に基づいてコントロール点それぞれを調整することを含む、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項5】 各コントロール点に対する最適化段階を繰り返し実施するこ

とを更に含む、請求項4記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項6】 表示することが更に、血管の画像の連続的配列である複数の超音波の画像を表示することを含み、ここで超音波画像が出発画像である、

選択することが更に、少なくとも1個の中間画像が出発画像と終結画像との間にあるように複数の超音波画像から終末画像上の境界に沿ってコントロール点を選択することを含み、そして

内挿することが更に、少なくとも1個の中間画像上に境界輪郭線を自動的に作成するために、出発画像と終結画像のコントロール点の間を内挿することを含む、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項7】 出発画像、少なくとも1個の中間画像及び終末画像の超音波画像から決定された識別された境界を含むグ্রেディエント画像に基づいて、各コントロール点を調整することにより、出発画像、少なくとも1個の中間画像及び終結画像上の境界輪郭線を最適化すること、を更に含む、請求項6記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項8】 血管内画像の血管内分析法であって、血管内画像が血管物体を内部で半径方向に走査する超音波装置により獲得されたデータから作成され、その方法が、

血管内の画像を直交座標フォーマットに変換すること、ここで血管内画像は血管物体の境界を表す、

境界の近位の血管内画像上の複数の境界点を選択すること、

複数の境界点に基づいて第1の境界輪郭線を形成すること、

血管内画像の極座標画像上で実施される半径方向の境界の決定に基づいて第2の境界輪郭線を作成すること、及び

最適な境界輪郭線を得るために、第2の境界輪郭線からの影響により第1の境界輪郭線を調整すること、

の段階を含んで成る、分析方法。

【請求項9】 第1の境界輪郭線を作成することが複数の境界の点の間を直線的に内挿することを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項10】 第2の境界輪郭線を作成することが極座標画像にグ্রেディ

エントフィルターをかけることを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項11】 半径方向の境界の決定が、極座標画像上で半径方向にグ্রেディエントフィルターをかけることを含み、グ্রেディエントフィルターが血管物体の境界の近位の極座標画像の領域を目立たせる、請求項10記載の血管内分析法。

【請求項12】 第2の境界輪郭線を作成することが、
血管内画像を、複数の走査線を有する極座標画像に変換すること、
複数の走査線それぞれにわたりグ্রেディエントフィルターを半径方向にかけて、血管物体の境界を識別することにより、極座標画像のグ্রেディエント画像を作成すること、及び
グ্রেディエント画像を直交座標フォーマットに変換すること、ここで識別された境界は第2の境界輪郭線を区画する、
を含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項13】 調整することが更に、それぞれの複数の境界点の間の平均距離に基づいて境界点の位置を拘束する配置関数に従って、それぞれの複数の境界点を調整することを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項14】 調整することが更に、第1の境界輪郭線の曲率に基づいて境界点の位置を拘束する曲率関数に従って、それぞれの複数の境界点を調整することを含む、請求項13記載の血管内分析法。

【請求項15】 それぞれの複数の境界点が血管内画像上に位置を有し、調整することが第2の境界輪郭線上の対応する位置に基づいて、それぞれの複数の境界点の位置を調整することを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項16】 境界が血管物体の内腔の境界である、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項17】 境界が血管物体の外皮の境界である、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項18】 血管内画像が血管物体内からの超音波装置から半径方向に獲得された超音波データから作成される、血管内超音波画像分析法であって、その改善点が、

使用者が区画した境界及び血管内画像の極座標画像に従って血管物体の境界を決定すること、を含んで成る、方法。

【請求項 19】 極座標画像にグ্রেディエントを適用すること、ここでグ্রেディエントが血管物体の境界を表す、極座標画像内で識別された縁を作成する、及び

血管物体の境界を得るために極座標画像内で識別された縁に基づいて使用者が区画した境界を調整すること、
を更に含む請求項 18 記載の方法。

【請求項 20】 改善点が更に、

血管物体の一部から獲得された超音波データから、1 群の超音波画像を選択すること、ここで超音波画像の群は、それらの間に中間画像をもつ開始画像及び終結画像により区画される、

開始画像上に、血管物体の境界を表す開始境界輪郭線を作成すること、

終結画像上に、血管物体の境界を表す終結境界輪郭線を作成すること、及び

中間画像それぞれの上に、開始及び終結境界輪郭線に基づいた血管物体の境界を表す境界輪郭線を作成すること、
を含む、請求項 18 記載の方法。

【請求項 21】 開始及び終結境界輪郭線を作成することが更に、

開始画像及び終結画像の双方の上の複数の境界点により血管物体の境界を選択すること、及び

開始境界輪郭線を得るために開始画像上の複数の境界点を内挿すること、及び
終結境界輪郭線を得るために終結画像上の複数の境界点を内挿すること、
を含む、請求項 20 記載の方法。

【請求項 22】 中間画像それぞれの上に境界輪郭線を作成することが、開始境界輪郭線及び終結境界輪郭線を中間画像全体にわたり内挿することを含む、請求項 21 記載の方法。

【請求項 23】 開始、中間及び終結画像それぞれに対応する極座標画像を作成すること、及び

対応する極座標画像に基づいて開始、中間及び終結境界輪郭線を調整すること

、を更に含む、請求項22記載の方法。

【請求項24】 超音波装置により血管内で半径方向に獲得されたデータから作成される一連の血管内超音波画像からの、血管の境界輪郭線の決定法であつて、

それらの間の中間画像をもつ1群の画像を区画する血管内超音波画像の配列から、開始画像及び終結画像を選択すること、

血管の境界の近位にある開始及び終結画像上に境界点を選択すること、

開始画像の境界点に基づいて開始輪郭線を作成すること及び、終結画像の境界点に基づいて終結輪郭線を作成すること、

開始及び終結輪郭線に基づいて中間画像それぞれの中間輪郭線を作成すること、及び

開始、中間及び終結輪郭線に基づいて、三次元の血管の境界輪郭線を決定すること、

の段階を含んで成る方法。

【請求項25】 対応する超音波画像から作成された極座標画像に基づいて各輪郭線を調整することにより、開始輪郭線、中間輪郭線及び終結輪郭線を最適化することを更に含む、請求項24記載の血管の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項26】 極座標画像における境界の周囲のピクセル値を識別するために極座標画像を調整することを更に含む、請求項25記載の血管の境界輪郭線を決定する方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(発明の背景)

本発明は医学用映像技術分野に関する。それは血管物体の内腔及び外皮の境界を決定する、血管内超音波画像分析方法及びシステムへの具体的な応用をもたらす。

【0002】

患者の身体の部分の超音波撮影は処置の最良の種類及び方向を決定するための医学的処置の多様な領域において、有用な手段を提供する。超音波技術による患者の冠状血管の撮影は医師に貴重な情報を与えることができる。例えば、映像データは患者の狭窄の程度を示し、疾病の進行度を明らかにし、血管形成術もしくはアテローム除去手術のような処置が指示されるか又は、より侵襲的処置を是認することができるかを決定する助けになることができる。

【0003】

典型的な超音波撮影システムにおいて、超音波トランスジューサーが血管内のような、問題の地点に、患者の身体を通して注意深く操作されるカテーテルの末端に取り付けられる。トランスジューサーは、選択された角度範囲の部分を走査するために、機械的に走査されるかもしくは往復して回転される単一素子の結晶もしくはプローブである。走査期間中に音響信号が伝達され、これらの音響信号からのエコーが受信されて、その部分の組織の密度を表すデータを提供する。プローブがその部分を移動するに従って、多数の音響ラインが処理されて患者の部分の形状の画像を形成する。

【0004】

データを収集後、周知の技術を使用して、血管の画像が再生される。データは血管の一部に沿って獲得されるので、数百の血管内画像を作成することができる。典型的な分析は、血管内の内腔のサイズ及びプラークの量を決定することを含む。これは、使用者に各画像を視覚により分析させ、そして使用者が血管の内腔の境界及び外皮の境界であると考えられる部位において画像上で境界輪郭線を手動で引かせることにより実施される。これは一人の患者からの1組の画像を評価す

るのに何日もかかる可能性がある非常に時間のかかる方法である。更に、境界の決定は、映像がその質が低く、境界が映像上で識別しにくい時には更に困難になる。

【0005】

本発明は前記の問題等を是正する、新規の、ユニークな血管内超音波画像分析法及びシステムを提供する。

【0006】

(発明の要約)

本発明に従うと、血管の境界輪郭線を決定するための新規の、ユニークな方法が提供される。血管の血管内超音波画像は超音波装置により血管内で半径方向に獲得されたデータから作成される。画像が血管の境界の描写を含む超音波画像が使用者に表示される。使用者は境界に沿ったコントロール点を選択する。コントロール点は内挿されて、境界輪郭線を作成する。次いで、超音波画像から決定された識別された境界を含むグ্রেディエント画像に基づいてコントロール点それぞれを調整することにより、境界輪郭線を最適化する。

【0007】

本発明のより限定されたアспектに従うと、識別された境界は超音波画像のピクセル値を半径方向に分析することにより決定される。

【0008】

本発明のより限定されたアспектに従うと、超音波画像を、複数のピクセルを含む複数の半径方向の走査線をもつ極座標の画像に変換することにより、グ্রেディエント画像が作成される。境界の縁は、複数のピクセルそれぞれにグ্রেディエントフィルターをかけることにより、半径方向の走査線それぞれに沿って半径方向に決定される。グ্রেディエントフィルターは境界の縁を形成しそうなピクセルを識別する。識別されたピクセルが識別された境界を区画する。

【0009】

本発明のもう一つのアспектに従うと、血管内画像の血管内分析法が提供される。血管内画像は血管物体を内部から半径方向に走査する超音波装置により獲得されたデータから作成される。血管内画像は血管物体の境界の描写を含む直交

座標フォーマットに変換される。血管内画像上で、境界の点が境界の近位に選択される。第1の境界輪郭線を境界の点に基づいて作成する。次いで第2の境界輪郭線を、血管内画像の極線画像上で実施されて決定された半径方向の境界に基づいて作成する。次いで第1の境界輪郭線を、第2の境界輪郭線からの影響により調整して、最適な境界輪郭線を得る。

【0010】

本発明の更に限定されたアスペクトに従うと、半径方向の境界の決定は極座標画像上で半径方向にグ্রেディエントフィルターをかけることを含む。グ্রেディエントフィルターは血管物体の境界の近位の極座標画像の領域を識別する。

【0011】

本発明の一つの利点は、収集されたIVUSデータと同様なフォーマットをもつ画像データを使用して、超音波画像から、内腔及び外皮の境界を決定することを含む。とりわけ、IVUSデータは回転しているトランスジューサーもしくはトランスジューサーの列により半径方向に収集される。従って、より正確な境界の決定を得るためには、境界の決定は画像の極座標フォーマットからの半径方向の縁の検知により影響を受ける。

【0012】

本発明のもう一つの利点は内腔及び外皮の境界の決定が正確に実施されることである。更に、本システムは、使用者が、数百の画像の手動の処理を伴う可能性がある、これらの境界を決定するのに要する時間を減少させる。

【0013】

本発明のもう一つの利点は境界の決定を、例えば手術室内で即時的に実施することができる点である。このようにして、外科医は患者の血管に関する即時データを受け取ることができる。

【0014】

本発明の更なる利点は、好ましい態様の以下の詳細な説明を読み、理解する際に、当業者には明白になるであろう。

【0015】

以下は本発明を説明するために使用された図面それぞれの簡単な説明であり、

従って、具体的表示の目的のためにのみ提示されており、本発明の範囲を制限するべきではない。

【0016】

(好ましい態様の詳細な説明)

図1において、全体の血管内の超音波（IVUS）システムが示されている。IVUSシステムのコンソール10がトランスジューサー（図示されていない）からの超音波データを収集する。トランスジューサーは問題の部分に、患者の身体を通して注意深く操作されるカテーテルの末端に固定されている。本システムにおいては、周囲の血管組織の血管内超音波データを取得するために、カテーテルを血管器官の内側を通して操作される。IVUSシステムのコンソール10は例えば、C-VIS Clearview Imaging Systemであり、トランスジューサーは、少なくとも20MHzの周波数をもつ超音波装置の機械的に回転される単一素子である。超音波装置はまた、各トランスジューサーが固定位置から半径方向にデータを獲得する、360°を網羅するように、円周上に配置されたトランスジューサーの配列である可能性もある。

【0017】

超音波データを収集する代表的工程は以下のものである。一旦トランスジューサーが血管物体内の所望の地点に到達すると、トランスジューサーがパルスを発振し、次いで約7マイクロ秒間、エコーを獲得する。それは1.5°回転して、再度パルスを発振する。これが、360°にわたり240本の走査線について繰り返される。各走査線において獲得される試料数はトランスジューサーにより記録されたエコーの深度及び最終的には画像の解像度を制御する。画像再生処理装置15が粗製超音波データからの画像を再生する。再生は通常の当業者に既知の画像再生法を使用して実施される。本出願は画像再生を目的をしないので、詳細には考察されない。代表的な再生超音波画像は血管の断面図を示す図6Aに示されている。

【0018】

超音波データは回転しているトランスジューサーにより半径方向に収集される。走査線が獲得される時の各点のトランスジューサーの回転位置が画像を作成す

るために使用される。従って、データは各データが角度 θ 及びそれと関連する半径 R をもつ極座標フォーマットにおけるものである。しかし極座標画像は使用者が視覚的に解釈することが困難であるので、極座標データは x 及び y の直交座標画像座標に変換される。この工程は走査変換と呼ばれる。等式(1)及び(2)は通常の極座標から直交座標への変換を示す。

【0019】

$$X = R \cdot \cos(\theta) \quad (1)$$

$$Y = R \cdot \sin(\theta) \quad (2)$$

走査変換は当該技術分野で周知であり、極座標画像をつなぐこと、近位のピクセルの二本線の内挿を使用する R 及び θ からの対応する直交座標の位置を計算すること及び極座標の位置におけるピクセル値を直交座標の位置に指定すること、により実施される。一旦画像データが作成されると、画像分析法20が以下に詳細に説明される画像データを分析する。

【0020】

図2において、IVUSの画像分析工程のブロック図が示されている。前記に説明されたように、IVUSシステムのコンソール10により超音波データが獲得され30、そこでデータは超音波装置により血管物体内で半径方向に獲得される。血管内画像はあらゆる既知の画像再生工程を使用して超音波データから作成される40。典型的な走査は血管物体の断面に沿って数百の画像を作成することができる。データは半径方向に獲得されて、次いで直交座標フォーマットに変換されるので、画像のデータは最初は極座標にある。直交座標フォーマットにおける血管内画像の断面図は図6Aに示される。

【0021】

一旦画像が作成されると、使用者は分析及び評価のために1枚以上の画像を選択することができる。好ましい態様においては、血管内画像は分析されて、撮影される血管物体の内腔の境界及び外皮の境界を決定する。更に、図2及び図4において、血管内画像100が選択されて、使用者に表示される50。使用者／オペレーターは超音波画像の読み取り並びに内腔境界及び外皮境界の適切な位置を視覚により決定することに熟練していると想定される。使用者は、使用者が境界

、この場合には、内腔の境界、の縁であると考える画像上の位置に1組の境界コントロール点105を選択する60。

【0022】

図5において、最初の境界輪郭線110が、選択されたコントロール点105に基づいて作成される70。最初の輪郭線110は、境界の縁の適切な位置をもたらすコントロール点をつなぐ。追加のコントロール点は使用者が選択したコントロール点105の間にシステムにより自動的に作成されて、境界の縁のより良い近似体をもたらすことができる。最初の境界110はコントロール点105の間を内挿することにより得ることができる。

【0023】

更に図2において、最初の境界輪郭線110が作成された後に、有効な輪郭線の調整が実施されて80、問題の実際の境界の縁に近いもしくはそのものの自体の上にある最適な境界輪郭線を得る。概括的に、有効な輪郭線の調整80は、問題の縁に近い大まかに区画された輪郭線である最初の輪郭線110を採用し、それが問題の縁を発見するまで、外部及び／もしくは内部の幾つかの力の影響下で画像データ内を移動する。外部の力は、最初の輪郭線110が画像データ中で最も近い縁の方向に調整されるような画像データの特性から由来する。内部の力は、それらが最初の輪郭線110の曲率に比例するように規定され、輪郭線が1次及び2次の連続性を維持するように輪郭線の調整を制限する。好ましい態様においては、有効な輪郭線の調整80は等式(3)のエネルギー関数を最小にすることに基づく。

【0024】

【数1】

$$E = \int (\alpha(s) \cdot E_{cont} + \beta(s) \cdot E_{curv,T} + \beta_L(s) \cdot E_{curv,L} + \gamma(s) \cdot E_{image}) ds \quad (3)$$

【0025】

第1項 E_{cont} は1次連続性を制御し、第2項 $E_{curv,T}$ は2次連続性を制御する。最後の項 E_{image} は画像データから決定された画質に基づく。好ましい態様にお

いては、画質は画像におけるピクセルに基づいた縁の強度である。もちろん、外部の拘束を制御するその他の項が所望の結果を得るための関数に含まれることができる。パラメーター、 α 、 β 及び γ は項の間の相対的インプットを制御する評価因子である。評価因子の値は関数に対するその影響を増加するために増加させることができる。例えば、 γ の値を増加し、そして α 及び β の値を減少させることにより、輪郭線の調整は項 E_{image} により全体に影響されるようにさせることができる。

【0026】

各コントロール点105は血管内画像100上のピクセルの位置に存在する最初の輪郭線110上の頂点に対応する。輪郭線を改善するためには、各頂点（コントロール点）の近位の位置を探索し、関数に最小値を与える近位の位置が頂点の（コントロール点）新しい位置として選択される。移動される点の数が特定の制限値以下になるかもしくは使用者が規定した繰り返しの最大数に達するまで、すべてのコントロール点に対してこの工程を繰り返す。

【0027】

関数について考察すると、第1項 E_{cont} は、次の等式により示されるように、すべての輪郭線の頂点間の平均の距離を採り、現在の頂点と前の頂点の位置間の距離を差し引くことにより形成される。

【0028】

【数2】

$$E_{cont} = d - |v_i - v_{i-1}| \quad (4)$$

【0029】

前記の等式において、 v_i は i^{th} 番目の頂点を表し、 d はすべてのコントロール点105の間の平均距離である。この表現はコントロール点の間の均一な隙間を奨励することにより第1次連続性を満足しながら、輪郭線の曲線の収縮の可能性を除去する。平均距離に近いそれらの間の距離をもつ点は E_{cont} に小さい値をもたらす。関数の目標は最大値を発見することである。次いで、点の間の平均距離 d をすべての繰り返しについて再計算される。

【0030】

第2項 E_{curv} は2次連続性を促進し、曲率の項である。曲率の算定は次の等式に示される、

【0031】

【数3】

$$E_{curv} = |v_{i-1} - 2v_i + v_{i+1}|^2 \quad (5)$$

【0032】

この表現における E_{curv} の小さい値は輪郭線110がその形状を維持し角の形成を妨げる助けをする、曲率の減少を促進する。角もしくはその他の形状の特徴物が最終結果に所望される場合は、評価因子 β を範関数の最小化における曲率の影響をそれに従って上昇もしくは低下するように調整することができる。

【0033】

輪郭線110に作用する外部の力は範関数の第3項 E_{image} で表される。第3項の定義は、輪郭線110がどんな画像の特徴物もしくは特性に引き付けられるかを制御する。好ましい態様においては、 E_{image} は画像のグ্রেディエント値に基づく。前記に説明されたように、超音波のデータはトランスジューサーにより半径方向に獲得され、従って、そのデータは極座標の本質をもつ。従って、境界輪郭線110の調整に影響を与えるために画像のより正確なグ্রেディエント値を得るためには、グ্রেディエント値は血管内画像100の極座標の画像から決定される。

【0034】

図6A～B及び7A～Bにおいて、境界輪郭線を最適化するために使用されるグ্রেディエント画像の作成が示される。使用者により選択された最初の血管内画像100は図6Aに示される。最初の境界輪郭線110は図4及び5に示されたこの画像から作成される。

【0035】

図3において、グ্রেディエント画像を作成し、境界輪郭線110を最適化するための工程が示されている。血管内画像100は図6Aの直交座標フォーマット

で示され、図6Bに示されるように、極座標の画像600に変換される300。
 前記に説明されたように、境界輪郭線110の調整に影響を与えるであろう画像特徴物は極座標の画像600のグ্রেディエント値である。極座標の画像600は当該技術分野で知られるような図6B上で水平方向に区画されている複数の半径方向の走査線（図示されていない）を含む。各走査線は、各ピクセル値が例えば、8ビットのシステムに対しては0と255の間の数（ここで0は黒を表し、255は白を表す）を表す、複数のピクセル値を含む。一旦極座標の画像が作成されると、血管物体の境界は各走査線に沿って半径方向に決定される305。好ましい態様においては、境界の決定は、フィルターが $[-6, -4, -2, 0, 2, 4, 6]$ である、各走査線上に一次元のグ্রেディエントフィルターをかけることにより実施される。フィルターは半径方向の各走査線のピクセルにかけられ、フィルターをかけられたグ্রেディエントのピクセル値は

$$\begin{aligned} \text{ピクセル値D} = & (-6A) + (-4B) + (-2C) + (0D) + (2E) \\ & + (4F) + (6G) \end{aligned} \quad (6)$$

により見いだされる。

【0036】

そこでアルファベット文字A～Gはピクセルの灰色の値を表す。現在のピクセルはDであり、その新規のグ্রেディエント値は、3個の以前のピクセルA、B及びC並びに現在の走査線に沿った半径方向におけるそれに続く3個の値E、F及びGの値に基づいて決定される。もちろん、画像の縁を半径方向に決定するために使用することができる当該技術分野で知られた多数のグ্রেディエントフィルターが存在する。グ্রেディエントフィルターをかけることにより、縁の近位の画像のピクセル値は画像中の他の値から識別されたグ্রেディエント値になる。

【0037】

図7Aにおいて、図6Bの極座標の画像600にグ্রেディエントフィルターをかける結果である、グ্রেディエント画像が示される。領域700は血管中に挿入されたカテーテルを表し、705はカテーテル700の縁である。領域710は血管の内腔を表し、境界715は内腔の境界である。血管の外皮の境界は725により表される。内腔境界715と外皮境界725との間に横たわる領域720

は血管内のプラークの堆積物を表す可能性がある。次いで極座標のグ্রেディエント画像を、図7Bに示される直交座標フォーマットのグ্রেディエント画像730に変換する310。この変換はグ্রেディエント画像730を最初の境界輪郭線110、最適化された境界輪郭線315を含む血管内画像100と同様なフォーマット中に置く。

【0038】

グ্রেディエント画像730のグ্রেディエント値は最小化及び輪郭線調整のための項 E_{image} を計算するために使用される。境界輪郭線110はグ্রেディエント画像730に認められる縁の境界に基づいて最適化される315。項 E_{image} は

【0039】

【数4】

$$E_{image} = \frac{(\min - g)}{(\max - \min)} \quad (7)$$

【0040】

により見いだされる。最初の境界輪郭線110を最適化することは、現在のコントロール点が近隣のピクセルの方向に移動されるべきか否か決定するために、各コントロール点105の近位のピクセルを評価することを含む。

【0041】

図8においては、移動している境界輪郭線の頂点の近位の接近の図が示される。現在の境界のコントロール点105は頂点 V_i により表され、その2個の隣接のコントロール点は V_{i-1} 及び V_{i+1} により表される。ピクセルの近接物800は V_i に隣接するピクセルの位置で示される。血管内画像100における現在のコントロール点のx、y位置がグ্রেディエント画像中の V_i の位置として使用され730、近接ピクセル800を識別する。各頂点V及びその近接物800に対して、項 E_{image} は等式の最小及び最大の項である近接物800の最小及び最大グ্রেディエント値を決定することにより計算される。頂点 V_i 位置におけるグ্রেディエント値はgにより表される。マイナスの値のような最小の E_{image} 値をもたらす近接物800の位置は、それが大きいグ্রেディエント値であることを意味す

る。大きいグレイディエント値は具体的には、境界の縁上もしくはその近位にあるものである。従って、輪郭線は強力なエネルギーで縁に引き付けられるであろう。例えば、計算後、頂点 V_i はピクセルの位置805に移動されるかも知れない。等式(1)により、エネルギーEは近接物800中の各位置について計算され、現在の頂点 V_i は最小値を与える位置に移動される。このように、境界輪郭線110の頂点は画像データ内で移動する。境界の輪郭線110を調整するための影響を与える因子(図5に示される)は、内腔の境界の半径方向に決定された縁である図7Bに示された境界輪郭線715である。最終的な最適化された輪郭線は繰り返し工程が完了した時に得られる。

【0042】

図9において、最終的な内腔の境界輪郭線900が、使用者が見ることができるように最初の画像100上に重ねられている。最終的な輪郭線900は最初の境界輪郭線110の最適化の結果である。次いでこの工程を繰り返して、血管の外皮の境界を決定する。この工程において、使用者は外皮の境界の近位に1組の境界点を選択する。前記のように輪郭線を作成し、最適化される。しかし、図7Bに示した(外側の円形の境界)識別された境界輪郭線725は内腔の境界715よりむしろ有効な輪郭線の調整80に影響を与えるために使用される。前記に説明されたように、境界725はグレイディエントフィルターを使用する極座標の画像600から半径方向に決定される識別された輪郭線である。

【0043】

図10において、血管を表す断面図は代表的な最終内腔境界900及び最終外皮境界910を表す。これらの境界が本発明のシステムで決定された後に、血管の分析90が実施される。これらの分析は内腔920のサイズを決定し、内腔境界900と外皮境界910の間に示されたプラーク925の厚さを決定することを含む。更に、断面積、質量中心、最大直径、最小直径及び離心率を含む内腔/外皮境界の測定値が決定される。更に、断面積、最大の厚さ、最小の厚さ、離心率及び閉塞率を含む、血管のプラーク測定値が決定される。

【0044】

本発明は即時的に血管を診断する能力を提供する。例えばIVUS画像データ

が患者から収集され、画像が再生される。手術室にいる使用者が画像の選択された部分に対して現在の境界の決定を実施することができる。医師は即時的に、内腔のサイズ、閉塞率、及び血管についてのその他の情報を戻す血管の分析を受け取ることができる。分析に基づき、医師は即座に、必要なステントもしくはバルーンのサイズを決定し、疾病の進展を評価し、もしくは医学的な注目を要する可能性がある血管のサイズの変化を認識することができる。

【0045】

図11において、本発明は1組の血管内超音波画像から三次元の表面輪郭線を作成する。6枚の連続画像片もしくはフレーム0～5が示されている。これら6枚の代表的フレームは超音波走査中に得られた数百枚の画像を含む可能性がある多数のセットのフレームの一部であることを理解しなければならない。血管の内腔の三次元の表面の輪郭線を決定するために、使用者は最初の輪郭線のモデルを作成するために一連の連続画像フレームから開始フレーム及び終結フレームを選択する。この場合には、フレーム0を開始フレームとして、フレーム5を終結フレームとして選択されている。開始及び終結フレームはフレームの連続において内腔の境界の視覚的な類似に基づいて選択される。言い換えれば、開始フレーム、終結フレーム及びそれら間の中間フレーム1～4はそれぞれ類似した内腔の輪郭線を有する。実質的に異なる内腔輪郭線を示すフレームは、選択された開始及び終結フレーム群の中には含まれないであろう。

【0046】

図11においては更に、使用者は開始フレーム0において内腔境界の近位に1組の開始コントロール点1000を選択する。その点は使用者が境界であると考える位置に選択される。終結コントロール点1005の1組を同様に、終結フレーム5上に選択する。次いでコントロール点を内挿して、図12に示されるように、開始する最初の輪郭線1010及び、終結する最初の輪郭線1015を作成する。開始及び終結の最初の輪郭線に基づき、それぞれの中間のフレーム1～4に対してそれぞれ輪郭線1011～1014として表された輪郭線が自動的に作成される。例えば中間の輪郭線は開始フレーム0と終結フレーム5の最初の輪郭線の間に内挿することにより作成することができる。一旦最初の内腔の境界輪郭

線が決定されると、それらはフレーム0～5に対応する血管の部分内の内腔に対する三次元の表面データを区画する。

【0047】

図13においては、図12に示された最初の輪郭線1010～1015が、前記の有効な輪郭線作成法に従って最適化されている。しかしエネルギー等式Eは以下のような付加的項 E_{curv} を含む、

【0048】

【数5】

$$E = \int (\alpha(s) \cdot E_{conf} + \beta_T(s) \cdot E_{curv,T} + \beta_L(s) \cdot E_{curv,L} + \gamma(s) \cdot E_{image}) ds \quad (8)$$

【0049】

境界輪郭線は3次元にあるので、今度は曲率の項は、横方向の曲率の拘束条件である $E_{curv,T}$ 及び縦方向の曲率の拘束条件である $E_{curv,L}$ を含む。これらの項は、縦方向の連続性が維持され、輪郭線のねじれを防止するように、点の動きを制限する。項の計算は、コントロール頂点Vが異なることを除いて、前記に説明されたものと同様である。三次元のモデルにおいては V_i は現在の画像のフレームからの頂点であり、 V_{i-1} は以前のフレームからの頂点であり、そして V_{i+1} は次のフレームからの頂点である。従って隣接フレームからの双方向の画像データが、境界輪郭線を最適化するために使用される。

【0050】

エネルギー等式が一度でフレーム0の最初の輪郭線1010上の各境界のコントロール点につき計算される、輪郭線の調整が前記のように繰り返して実施される。次いで次のフレーム1に処理を移動する。終結フレーム5がそのコントロール点すべてについて1回の繰り返しで最適化された後、開始フレーム0につき工程を繰り返し、エネルギーの等式に対して使用者が選択した制限条件が満足されるかもしくは、使用者が選択した繰り返し数が実施されるまで、フレームに対して工程を循環し続ける。前記のように、エネルギー等式の目的は内腔の境界の縁の方向に輪郭線上の各点を調整することによりその値を最小にすることである。各フレームの最終輪郭線は内腔の実際の境界輪郭線の最適な図になる。最終的な

最適化境界輪郭線 1020～1025 はそれぞれ、フレーム 0～5 における輪郭線 1020～1025 として図 13 に示されている。

【0051】

図 14 には、本発明から得られた 1 組の最終的最適化輪郭線から決定された血管の内腔の三次元の表面の輪郭線が示されている。表面のデータは 1 つのフレームから次のフレームへの境界輪郭線のデータを使用することにより相関される。本発明は、使用者からのインプットを、開始及び終結画像フレーム上に要求するのみであるので、使用者のための境界決定を簡略化させる。中間の画像フレーム上の境界は自動的に決定される。従って、数百の画像フレームを、開始及び終結フレームの間のフレームの選択的分類により使用者により早急に処理することができる。例示的テストの結果により、本発明により、輪郭線は約 20 分間に約 180 枚の画像フレームについて決定されたことが示される。それに対し、10 枚の画像の輪郭線を手動でトレースするためには使用者は具体的には約 1 時間を要する。

【0052】

図 15 においては、内腔輪郭線 1030 及び外皮輪郭線 1035 を含む画像フレーム 0 が示される。外皮輪郭線を決定するために、血管の外皮境界の近位にあると考えられる位置の画像上にコントロール点を選択することにより工程を繰り返す。もちろん、使用者は選択された開始フレーム及び終結フレーム上で内腔境界及び外皮境界の双方につき境界のコントロール点を選択する処理は同時に実施することができる。一旦外皮境界のデータがすべてのフレームにつき発見されると、内腔の境界輪郭線データ及び外皮の境界輪郭線データを比較することによりブランク分析を実施することができる。画像獲得期間のトランスジューサーの位置を追跡することにより決定されるように、各フレームの間の距離を知ることにより、ブランクの体積のような体積の情報を計算することができる。

【0053】

本発明は好ましい態様につき説明された。本明細を読み、理解すると、修飾及び他への変更は明らかである。それらが付記の特許請求の範囲及びその同等物内に入る限りそれらの修飾物及び変更物すべてを含むことが意図される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

全体的超音波撮影システムのブロック図である。

【図 2】

本発明に従う超音波データを獲得そして分析する工程図である。

【図 3】

本発明に従う半径方向に決定された境界に基づいて境界輪郭線を最適化するブロック図である。

【図 4】

内腔の境界の近位の選択された境界点を示す血管内超音波画像である。

【図 5】

図 4 の境界点から作成された最初の境界輪郭線を示す。

【図 6 A】

直交座標フォーマットにおける血管内画像である。

【図 6 B】

極座標フォーマットにおける図 6 A の画像である。

【図 7 A】

フィルター後のグ্রেディエント画像としての図 6 B の画像を示す。

【図 7 B】

直交座標フォーマットに走査変換された図 7 A のグ্রেディエント画像である。

【図 8】

本発明に従うピクセルの近位で移動している輪郭線の頂点の図である。

【図 9】

本発明に従う最終の境界輪郭線をもつ図 5 の血管内画像を示す。

【図 10】

その内腔サイズ及びプラークの厚さを示す血管の図である。

【図 11】

コントロール点が開始及び終結フレーム上に選択される、一連の画像フレームを示す。

【図12】

各フレームの最初の内腔の境界輪郭線を含む画像フレームの配列を示す。

【図13】

各フレームの最適化された内腔の境界輪郭線を含む、画像フレームの配列を示す。

【図14】

本発明に従う最適化された内腔の境界輪郭線の数値データから決定されたような、内腔の三次元の表面の輪郭を示す。

【図15】

画像フレームのための内腔及び外皮の輪郭線を示す。

【図1】

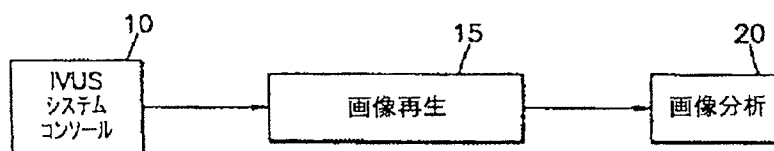


Fig.1

【図2】

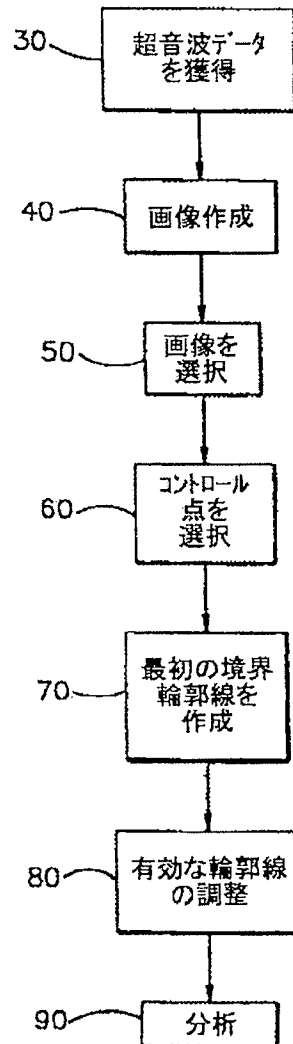


Fig.2

【図3】

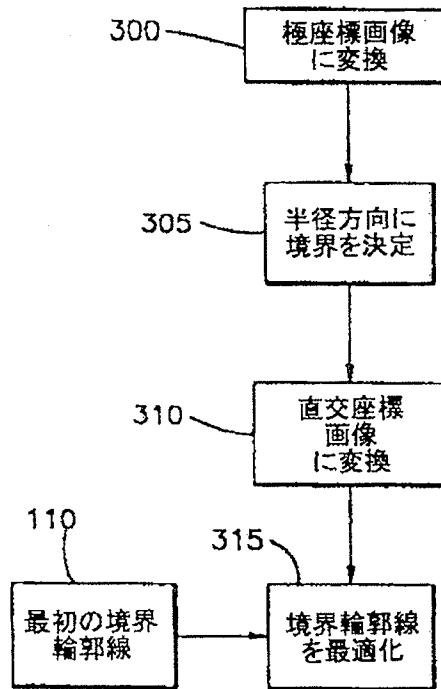
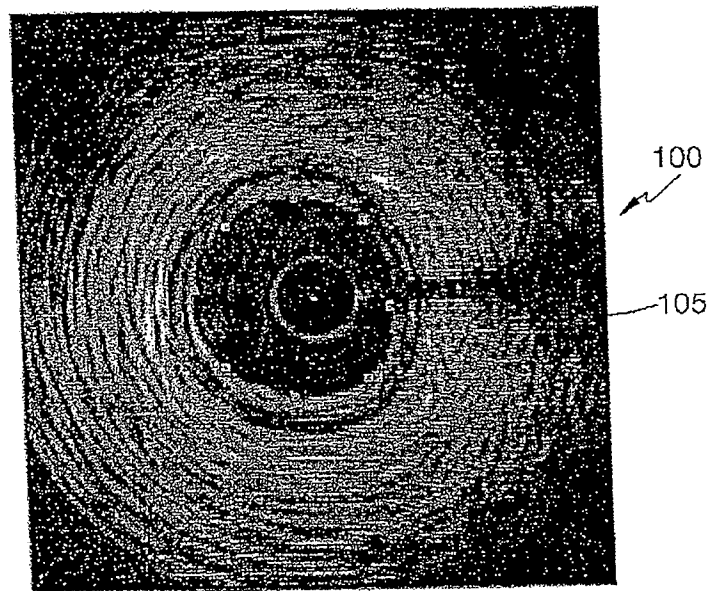


Fig.3

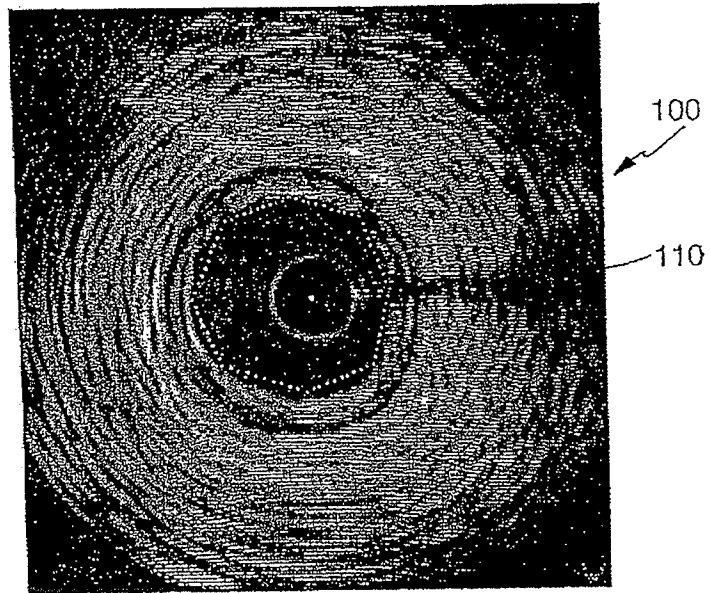
【図4】

Fig.4



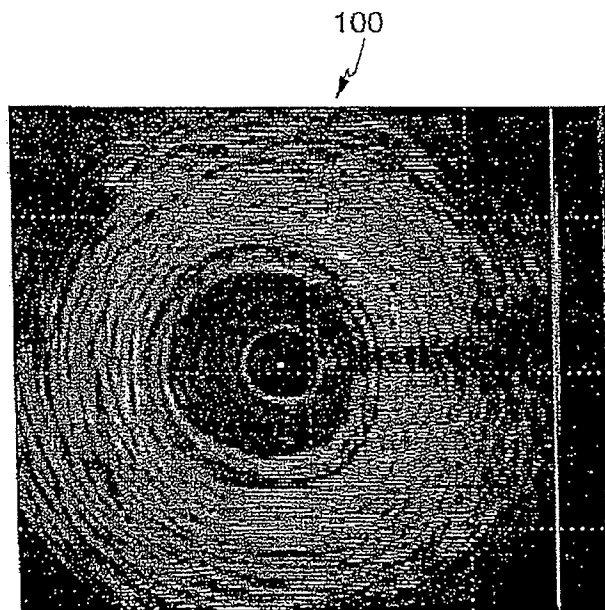
【図5】

Fig.5



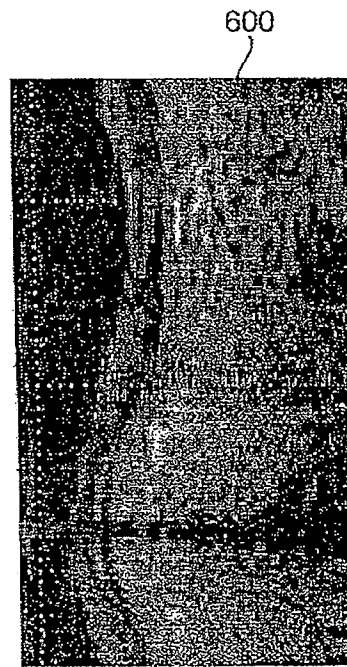
【図6A】

Fig.6A



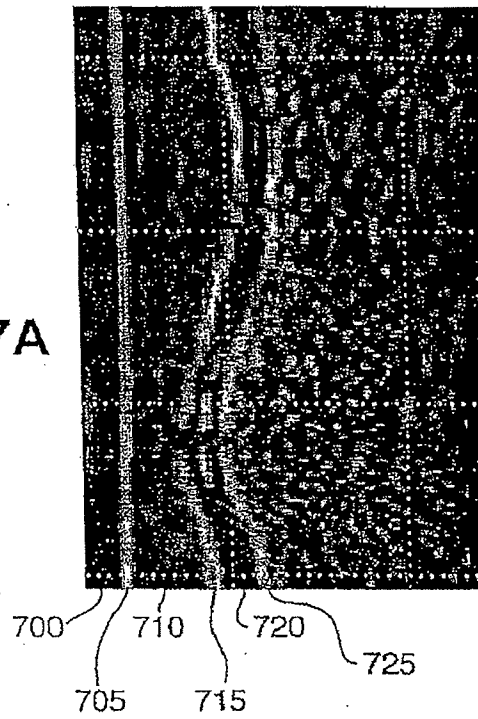
【図6B】

Fig.6B



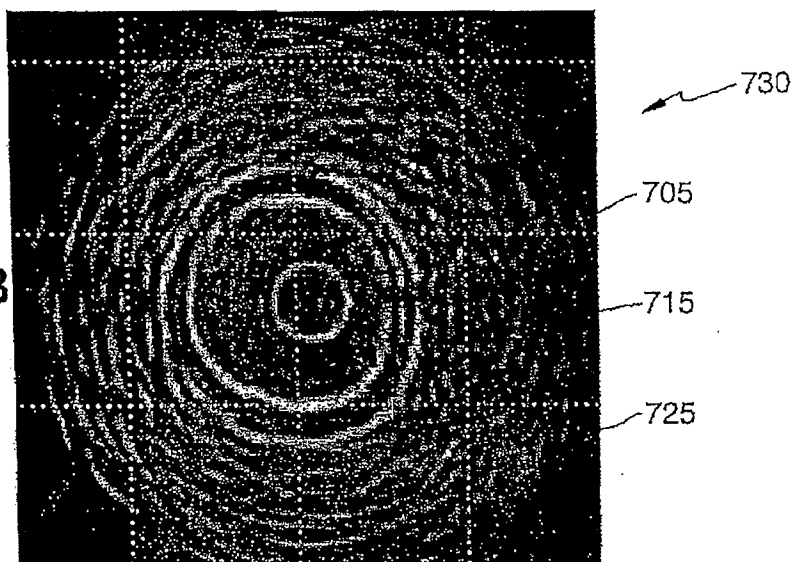
【図7A】

Fig.7A

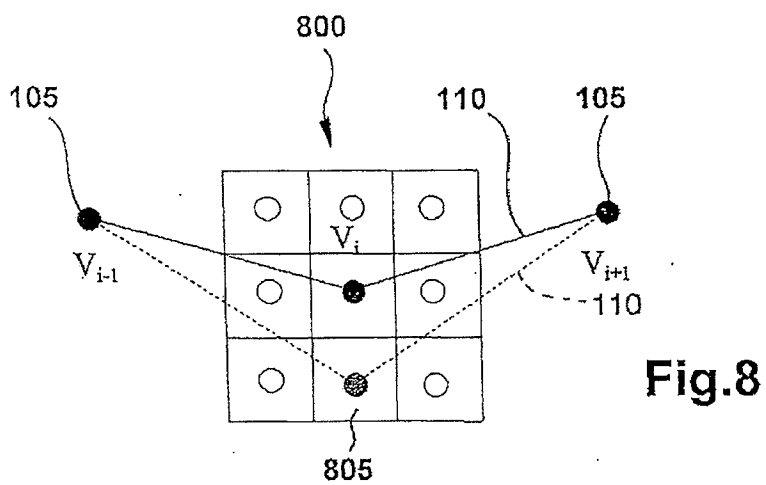


【図7B】

Fig.7B

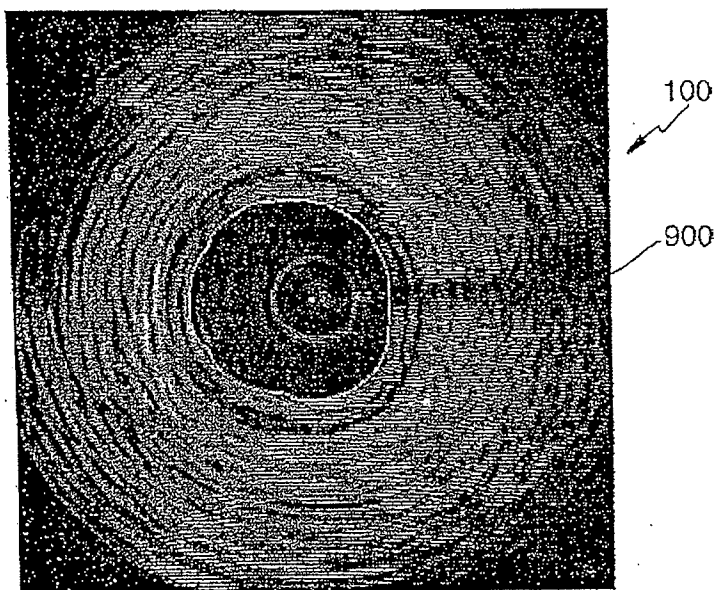


【図8】



【図9】

Fig.9



【図10】

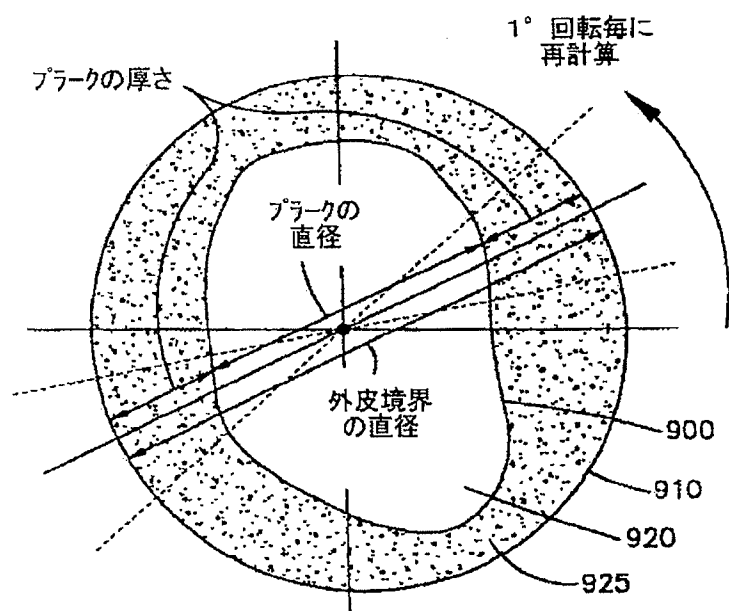


Fig.10

【図11】

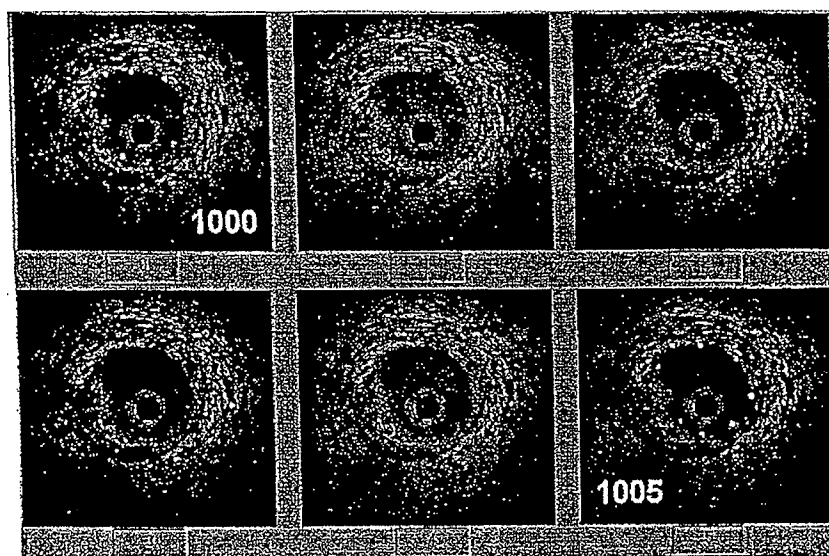


Fig.11

【図12】

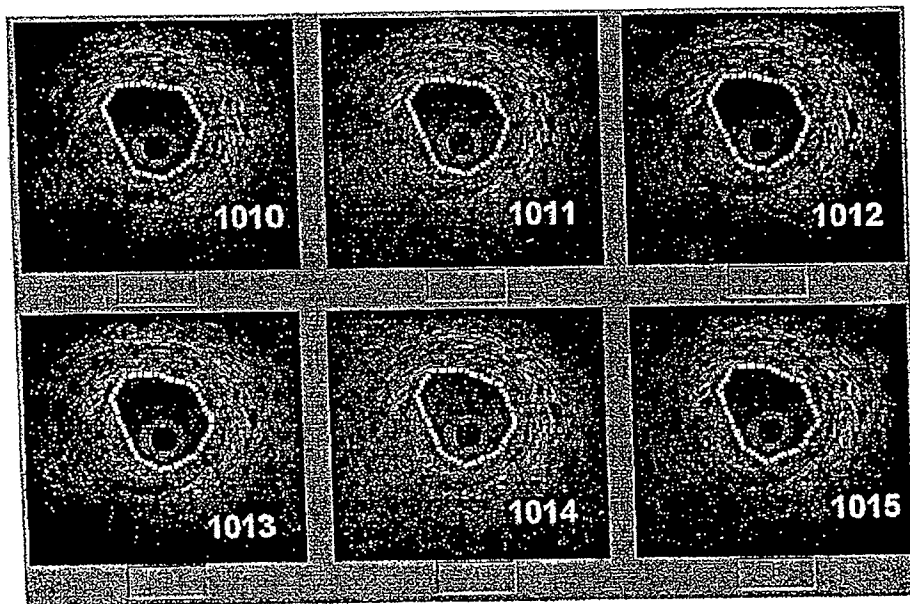


Fig.12

【図13】

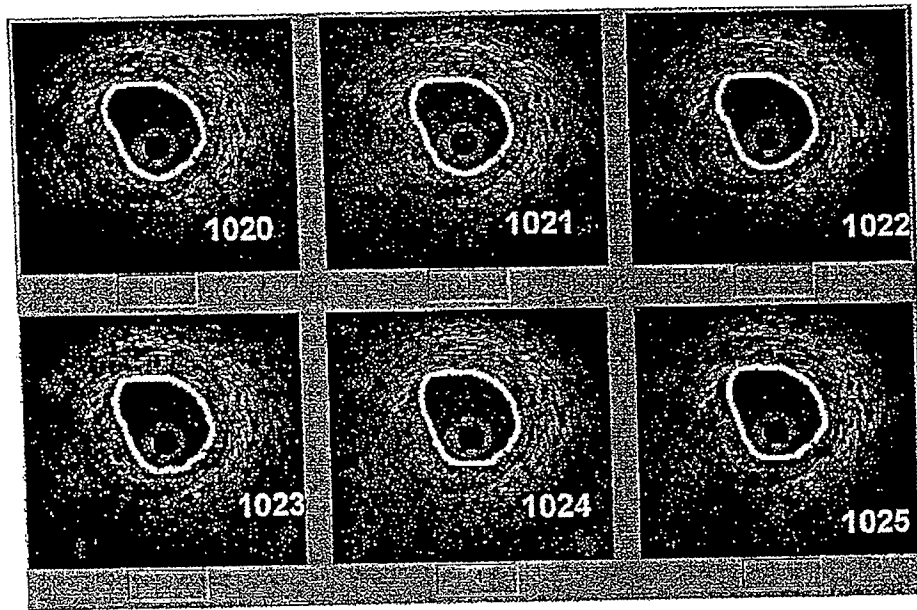


Fig.13

【図14】

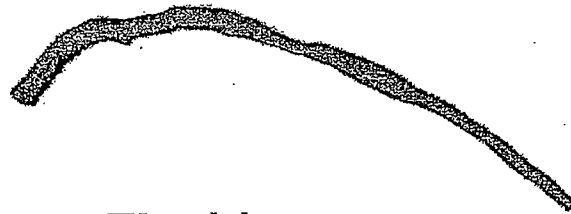


Fig.14

【図15】

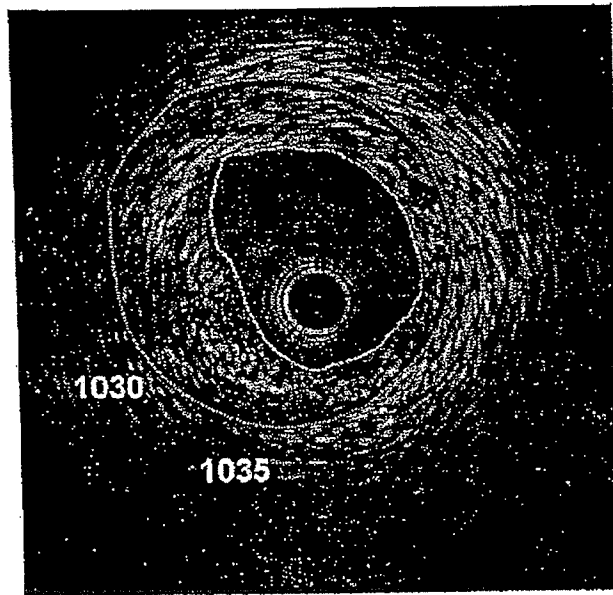


Fig.15

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US00/17241

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A 61 B 8/00; A 61 K 35/00; G 06 K 9/00 US CL. : 600/443; 424/101; 382/27,128; 128/672 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/443; 424/101; 382/27,128; 128/672 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,885,218 A (TEO et al) 23 March 1999, col. 13, lines 1-37,	1-16, 18-26
Y		17
Y	US 4,837,379 A (WEINBERG) 06 June 1989, col. 9, lines 52-64	17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reasons (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered novel or nonobvious considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 08 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 12 OCT 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer ABOLFAZL TABATABAI Telephone No. (703) 306-5917

フロントページの続き

(72)発明者 シェクハー, ライ

アメリカ合衆国オハイオ州44124メイフイ

ールドハイツ・メイフイールドロード

6811・アパートメント497

F ターム(参考) 4C301 BB03 BB30 EE11 FF09 JB35

JC06 JC08 KK17 KK24 KK26

LL03 LL04

5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16

CB08 CB12 CB16 CD18 CE06

CH01 DA08 DC16

5L096 AA06 AA09 BA06 CA18 EA27

EA28 FA06 FA32 FA66 FA67

FA68 FA69 GA55